

Untersuchung zum Nachweis und zur Beeinflussbarkeit  
der Hysterese der Rumpfmuskulatur unter isometrischen  
Bedingungen

**Dissertation**  
**zur Erlangung des akademischen Grades**

doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät  
der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Leon Rosenow  
geboren am 03.06.1987 in Berlin

**Gutachter:**

**1** PD Dr. med. habil. Christoph Anders, Jena

**2** Prof. Dr. med. habil. Lothar Beyer, Jena

**3** PD. Dr. med. habil. Michael Eiselt, Jena

**Tag der öffentlichen Verteidigung:** 02.09.2014

## **Abkürzungsverzeichnis**

A/D	Analog-Digital
AP	Aktionspotential
ATP	Adenosintriphosphat
Bit	engl.: binary digit (Binäre Einheit)
BM	Bauchmuskel
BMI	body mass index
BWS	Brustwirbelsäule
cm	Zentimeter
CTT	computergestütztes Test- und Trainingsgerätesystem
EAA	Effizienz der elektrischen Qualität
EKG	Elektrokardiogramm
EMG	Elektromyogramm
ES	Musculus erector spinae
f	Frequenz
FDR	False Discovery Range
GOhm	Gigaohm
Hz	Hertz
HWS	Halswirbelsäule
IC	Musculus Iliocostalis
IEMG	integriertes EMG
Kg	Kilogramm
KM	Koordinationsmuster
li.	links
LWS	Lendenwirbelsäule
M.	Musculus
MF	Musculus multifidus

m/s	Meter pro Sekunde
ms	Millisekunden
MUAP	engl.: Motor Unit Action Potential
mV	Millivolt
NEMG	Nadel-Elektromyographie
OE	Musculus obliquus externus
OEMG	Oberflächenelektromyographie
OI	Musculus obliquus internus
OK	Oberkörper
PEK	parallel-elastische Komponenten
RA	Musculus rectus abdominis
re.	rechts
RFE	residuale Krafterhöhung
RMS	engl.: root mean square (Wurzel des Mittelwertes der Amplitudenquadrate)
s	Sekunde
SEK	seriell- elastischen Komponenten
SAP	Summenaktionspotential
SENIAM	Surface Electromyography for the non-invasive Assessment of Muscles
SIAS	Spina iliaca anterior superior
SIPS	Spina iliaca posterior superior
µV	Mikrovolt
WS	Wirbelsäule
ZNS	Zentrale Nervensystem
vs.	versus

## Inhaltsverzeichnis

1	Zusammenfassung.....	1
2	Einleitung .....	3
2.1	Thematischer Kontext .....	3
2.2	Die Rumpfmuskulatur – eine anatomische und funktionelle Einteilung .....	4
2.3	Muskelphysiologie .....	11
2.3.1	Muskelaufbau und Muskelkontraktion .....	11
2.3.2	Kontraktionsformen .....	15
2.4	Die Hysterese.....	18
2.5	CURS – Chronisch unspezifische Rückenschmerzen .....	23
2.6	Elektromyographie – EMG .....	28
2.6.1	OEMG und NEMG.....	29
2.6.2	Anwendungsbereich des OEMG .....	30
2.6.3	Eigenschaften des OEMG .....	31
2.6.4	Frequenzierung und Rekrutierung .....	32
2.6.5	Ableitungsverfahren der EMG – monopolar & bipolar.....	33
2.6.6	Signalableitung und -verarbeitung .....	34
2.7	Ziel der Untersuchung und Hypothesen .....	36
3	Material und Methoden.....	38
3.1	Geräte .....	38
3.2	Probanden.....	41
3.3	Versuchsvorbereitung .....	42
3.4	Versuchsablauf .....	45
3.4.1	Statische Untersuchung .....	45
3.4.2	Dynamische Untersuchung .....	46
3.5	Signalableitung.....	46
3.6	OEMG-spezifische Signalverarbeitung .....	47
3.7	Parameter der Amplitudencharakterisierung.....	48
3.7.1	RMS .....	48

3.7.2	Intermuskuläres Koordinationsmuster .....	49
3.8	Allgemeine Signalverarbeitung und Analyse der dynamischen Daten .....	50
3.8.1	Überblick .....	50
3.8.2	Einheitliche Darstellung und zeitliche Normierung .....	50
3.8.3	Amplitudenparameter – RMS und Koordinationsmuster .....	51
3.8.4	Pooling der Muskelanteile .....	51
3.9	Spezifische Datenverarbeitung – Identifikation Hysterese .....	52
3.9.1	Überblick .....	52
3.9.2	Vergleich korrespondierender Winkelabschnittsbereiche .....	52
3.10	Spezifische Datenverarbeitung – Einfluss der äußeren Bedingungen auf die Ausprägung einer möglich nachweisbaren Hysterese.....	53
3.10.1	Überblick .....	53
3.10.2	RMS und Koordinationsmuster .....	54
3.10.3	Modifikation der Bewegungsabläufe .....	54
3.11	Statistische Auswertung.....	56
3.11.1	Identifikation Hysterese.....	57
3.11.2	False Discovery Rate – FDR .....	57
3.11.3	Einfluss der äußeren Bedingungen auf die Ausprägung einer möglich nachweisbaren Hysterese.....	59
3.12	Methodik der Ergebnisdarstellung.....	59
3.12.1	Identifikation Hysterese.....	59
3.12.2	Einfluss der äußeren Bedingungen auf die Ausprägung einer möglich nachweisbaren Hysterese.....	66
4	Ergebnisse .....	71
4.1	Identifikation Hysterese .....	71
4.1.1	Qualitative Ergebnisse .....	71
4.1.2	Quantitative Ergebnisse .....	76
4.2	Einfluss der äußeren Bedingungen auf die Ausprägung einer möglich nachweisbaren Hysterese .....	92
4.2.1	Vergleich der Hysterese-Kurven bei variierenden Kippwinkeln .....	93
4.2.2	Vergleich der Hysterese-Kurven bei variierender Rotationszeit .....	108

4.2.3	Vergleich der Hysterese-Kurven bei variierender Startposition .....	114
4.2.4	Vergleich der Hysterese-Kurven bei variierender Drehrichtung .....	125
5	Diskussion.....	132
5.1	Identifikation Hysterese .....	132
5.1.1	Allgemeines und Methodik .....	132
5.1.2	Überblick und Diskussion der Ergebnisse .....	135
5.1.3	Intermuskulärer Vergleich.....	141
5.1.4	Zusammenfassung.....	145
5.1.5	Ausblick.....	146
5.2	Einfluss der äußeren Bedingungen auf die Ausprägung einer möglichen nachweisbaren Hysterese .....	147
5.2.1	Überblick.....	147
5.2.2	Einfluss des variierenden Kippwinkels.....	147
5.2.3	Einfluss der variierenden Rotationszeit.....	150
5.2.4	Einfluss der variierenden Drehrichtung.....	151
5.2.5	Einfluss der variierenden Startposition .....	151
6	Schlussfolgerungen.....	157
7	Literaturverzeichnis .....	161
8	Anhang.....	i
8.1	Untersuchungsprotokoll.....	i
8.2	Lebenslauf.....	vi
8.3	Danksagung .....	vii
8.4	Ehrenwörtliche Erklärungen .....	viii

# 1 Zusammenfassung

Das Ziel der Untersuchung besteht darin, ein erweitertes funktionelles Verständnis der Arbeitsweise der Rumpfmuskulatur zu erlangen. Die durchgeführte Untersuchung fokussierte sich dabei auf den Nachweis und die Beeinflussbarkeit einer Hysterese für die Rumpfmuskulatur unter isometrisch-dynamischen Bedingungen. Hysterese ist unter muskelphysiologischen Aspekten als ein koordinatives Phänomen anzusehen, bei dem eine Wirkung auch nach Wegfall der Ursache weiter andauert.

Die untersuchte Kohorte umschloss 21 gesunde Männer und 19 gesunde Frauen. Die Untersuchung wurde durchgeführt, indem die Personen bei frei beweglichem Oberkörper diesen während jeweils kompletter passiver Drehung um die Körperachse gegen die Schwerkraft halten mussten (CTT Centaur). Zusätzlich wurden die äußeren Bedingungen variiert (Kippwinkel, Startposition, Drehrichtung und Rotationszeit). Mithilfe der Oberflächen-Elektromyographie (OEMG) wurde die Muskelaktivität der Rumpfmuskeln M. rectus abdominis (RA), M. obliquus internus & externus (OI & OE), M. iliocostalis (IC), M. multifidus (MF) und M. erector spinae, pars longissimus (ES) detektiert. Für die Quantifizierung der Daten wurde die „root mean square“ (RMS) genutzt. Es wurden ebenfalls Relativwerte (Koordinationsmuster, KM) berechnet, um auftretende Amplitudenunterschiede zu eliminieren. Als typisch wird die Hysterese dann klassifiziert, wenn die höheren Amplitudenwerte in der Phase der zunehmenden Kraftwirkung nachweisbar waren. Die Untersuchung gliederte sich in zwei Teile: den qualitativen und quantitativen Nachweis der Hysterese sowie die Überprüfung einer Abhängigkeit der Befunde von der Variation der äußeren Bedingungen.

Bei der Auswertung der qualitativen Ergebnisse zeigte sich bei den Muskeln OE, IC, MF und ES in der Mehrzahl der durchgeführten Bewegungsabläufe eine systematisch nachweisbare Hysterese im KM, deren Charakteristik und Ausprägung für die einzelnen Muskeln jedoch variierte. Die Muskeln OE, IC und ES zeigten dabei ein situationsabhängiges Hysterese-Verhalten; bei einer Startposition mit initial hoher muskulärer Beanspruchung konnte eine ausschließlich typische Hysterese im Bereich hoher Beanspruchung vorgefunden werden, während bei einer Startposition mit niedriger Beanspruchung eine überwiegend atypische Hysterese im Bereich niedriger Beanspruchung nachweisbar war. Der MF hingegen zeigte bei allen Bewegungsabläufen eine signifikant typische Hysterese. Beim RA konnte bei Vorliegen einer signifikanten Hysterese ebenso eine ausschließlich typische Hysterese-Charakteristik identifiziert werden. Der OI zeigte bei einer Startposition mit niedriger Beanspruchung vermehrt eine atypische Hysterese im Bereich niedriger Beanspruchung. Unter den festgelegten quantitativen Kriterien konnte nur bei den Muskeln IC, MF und ES in der Mehrzahl der Bewegungsabläufe eine nachweisbare



Hysterese identifiziert werden. Der IC zeigte ein deutlich von der Startposition abhängiges Hysterese-Verhalten, während das Hysterese-Verhalten des ES nur bei höheren Kippwinkeln von der Startposition beeinflusst wurde. Tendenziell konnte für beide Muskeln bei einer Startposition mit initial hoher muskulärer Beanspruchung eine fast ausschließlich typische Hysterese im Bereich hoher Beanspruchung nachgewiesen werden. Bei Start der Rotation im Bereich geringer Beanspruchung war hingegen eine vorwiegend atypische Hysterese im Bereich niedriger Beanspruchung vorzufinden. Der RA (teilweise nachweisbar) und MF (durchgehend nachweisbar) waren die einzigen Muskel, die eine typische Hysterese in allen Bewegungsabläufen aufwiesen. Der OI zeigte quantitativ ein tendenziell von der Startposition abhängiges Hysterese-Verhalten, während der OE eine überwiegend typische Hysterese besaß. Die qualitativen und quantitativen Ergebnisse lassen den Schluss zu, mit Ausnahme des RA und MF, dass die Charakteristik der Hysterese maßgeblich durch die Vorspannung (Startposition) beeinflusst wird.

In der zweiten Fragestellung wurde neben dem Einfluss der Startposition (s. oben) ebenfalls der Einfluss der äußeren Bedingungen des Kippwinkels, der Rotationszeit und der Drehrichtung auf die Charakteristik und Ausprägung der Hysterese untersucht. Beim direkten Vergleich zweier Hysterese-Kurven, die sich in nur einem Parameter der Ausgangsbedingungen unterschieden, konnte bei einem variierenden Kippwinkel eine für vordere und hintere Rumpfmuskeln unterschiedliche, jedoch lokalisationsbezogen einheitliche Systematik festgestellt werden. Es zeigte sich erwartungsgemäß, dass die Hysterese-Kurven mit einem größeren Kippwinkel durchgehend eine größere, teilweise auch signifikant größere Hysterese aufwiesen als die zu vergleichenden Kurven mit geringerem Kippwinkel. Bedingt durch die stärkere Aktivierung der Muskeln bei einem zunehmenden Beanspruchungsniveau zeigte sich innerhalb der Rotation eine größere Differenz zwischen Hin- (Aktivierungsphase) und Rückweg (Entspannungsphase). Rotationszeit und Drehrichtung hatten keinen relevanten Einfluss auf die Ausprägung und Charakteristik der Hysterese.

Das koordinative Phänomen der Hysterese (Nachweis Hysterese) konnte nachgewiesen werden. Die Charakteristik und Ausprägung der Hysterese unterliegt jedoch keiner übergeordneten Systematik – die Muskeln mit einer nachweisbaren Hysterese zeigten ein individuelles Hysterese-Verhalten. Ebenso konnte festgestellt werden, dass das Aktivierungsmuster und -verhalten der Muskeln maßgeblich durch die gewählte Ausgangsposition beeinflusst wird. Zukünftige muskelphysiologische Untersuchungen sollten daher die Auswirkung externer Faktoren auf das Aktivierungsverhalten der Muskulatur berücksichtigen.

## **2 Einleitung**

### **2.1 Thematischer Kontext**

Der aufrechte Gang stellt einen großen Schritt in der Evolution dar, dessen Entstehung bis heute jedoch nicht hinreichend erklärt ist. Fest steht: Der Entwicklungsschritt von der quadrupeden zur bipeden Fortbewegung ermöglichte dem Menschen zahlreiche neue Möglichkeiten. Neben der Benutzung von Werkzeugen und dem Transport von Nahrung erlaubte der Stand auf zwei Beinen eine effizientere Fortbewegungsmöglichkeit. Durch den geringeren Energieaufwand in aufrechter Körperposition konnte in Folge eine größere Strecke bei gleichem Energieaufwand zurückgelegt werden (Meyer 2007). Die Vorteile dieser neuen Fortbewegungsform entwickelten sich über Millionen von Jahren und grenzen den Menschen heute von vielen anderen Spezies ab.

Der aufrechte Gang hat nicht nur im Ganzen die Gestalt des Körpers geprägt, sondern auch im Einzelnen das Aussehen seiner Teile. Eine entscheidende Rolle nimmt hierbei die Veränderung von Form und Funktion der Wirbelsäule (WS) ein. Sie bildet das Grundgerüst, welche den Kopf und die oberen Gliedmaßen trägt und dem Rumpf die nötige Stabilität verleiht. Ebenso typisch sind die Krümmungen der WS, welche sich mit der Aufrichtung der WS herausbildeten. Als Folge und Konsequenz der Bipedie wurde das Achsenorgan – die WS – somit zur tragenden Säule der Körperlast (Eckardt 2011).

Trotz der hoch spezialisierten und differenzierten Anatomie des menschlichen Skeletts wird oft die These angebracht, der Mensch sei nicht für den aufrechten Gang gemacht. Dies, so die Meinung, liege an einer prinzipiellen Fehlfunktion der menschlichen Wirbelsäule, deren Folge ein hoher Verschleiß und die Entstehung von Schmerzen sei (Putz und Muller-Gerbl 1996). Fakt jedoch ist, dass der aufrechte Gang eine meisterhafte Entwicklung der Evolution bezüglich der Anforderungen an höchstmögliche Stabilität einerseits und maximale Mobilität andererseits darstellt (Putz und Muller-Gerbl 1996).

Trotz des hochorganisierten Bewegungsapparates kommt es jedoch vor allem im Alter zu einer erhöhten Belastung und zum Verschleiß der Strukturen, welches oft mit Schmerzen einhergeht. Eine steigende Anzahl an Patienten, Kosten und sozialen Problemen sind die Folge. Als beispielhafte Erkrankungen sind neben

Bandscheibenvorfällen, Hüftgelenksarthrosen, Fußfehlstellungen auch Leistenbrüche zu nennen. Die Ursache hierfür ist jedoch nicht eine grundsätzliche Fehlfunktion des menschlichen Skeletts, sondern vielmehr eine neuzeitlich verbreitete ausschließlich sitzende Tätigkeit der Menschen sowie übertriebene sportliche Beanspruchung (Putz und Muller-Gerbl 1996). Diesen neuen Bedingungen, so argumentiert der Anatom Prof. Putz, sei “kein noch so erstklassiges biomechanisches Fabrikat der Evolution“ gewachsen. Die Ursache der Schmerzen ist hierbei oft unauffindbar – es besteht kein morphologisches Korrelat. Häufig sind bei diesen Patienten sowohl Koordinationsdefizite (Hodges und Richardson 1996) als auch Mängel im Kraft-Ausdauerbereich (Kankaanpää et al. 1998) der Rumpfmuskulatur nachweisbar, was zu den Schmerzen im Rückenbereich führt.

Nur ein genaues und fundiertes Wissen – also eine detaillierte physiologische bzw. pathophysiologische Grundlage – macht es möglich, ein Verständnis über die Abläufe, Funktionen und Begebenheiten des menschlichen Muskel-Skelettsystems zu erlangen und somit geeignete Therapieansätze und Methoden für dessen Therapie zu entwickeln.

Die Arbeit setzt sich das Ziel, neue Erkenntnisse im Bereich der Muskelphysiologie der Rumpfmuskulatur zu gewinnen. Aufgrund der bedeutenden Rolle der Muskulatur an Bewegungsprozessen, aber auch an der Stabilisierung der WS, ist die Erforschung der Muskulatur für ein detailliertes Verständnis der physiologischen und pathophysiologischen Vorgänge unabdingbar.

## **2.2 Die Rumpfmuskulatur – eine anatomische und funktionelle Einteilung**

Der Rumpf (lat. Truncus – der Stamm) ist Träger der oberen Gliedmaßen und des Kopfes und erhebt sich senkrecht über die unteren Gliedmaßen (Schünke 2000). Anatomisch bildet der Rumpf den zentralen Abschnitt des menschlichen Körpers. Der obere Teil des Rumpfskelettes besteht aus der WS und dem Brustkorb. Rippen und Brustbein bilden dabei die knöcherne Grundlage der Brusthöhle. Kaudal der Brusthöhle schließt sich die Bauchhöhle (Abdomen) an, welche kranial durch das Zwerchfell begrenzt wird. Der untere Abschnitt des Rumpfes besteht aus der Beckenhöhle, welche aus Teilen der Bauchwand und Teilen des Beckengürtels

besteht und nach unten hin durch die Beckenbodenmuskulatur abgegrenzt wird (Schünke 2000). Umschlossen wird der Rumpf durch die Rumpfwand, welche sich in eine vordere, hintere und seitliche Brust- und Bauchwand unterteilt.

Die Wirbelsäule bildet die funktionelle Einheit und das Grundgerüst des Rumpfes. Sie ist ein essentieller Teil der knöchernen Achse des menschlichen Rumpfes (Voss 1979, Rauber 2003), die durch muskuläre und ligamentöse Strukturen sowie durch Gelenkflächen das Bindeglied zwischen Brustkorb, Schulter- und Beckengürtel darstellt. Die WS liegt dorsal im Rumpfquerschnitt und weist eine doppelt s-förmige Form auf. Der Aufgabenbereich der WS lässt sich in Funktionen statischer und dynamischer Natur unterteilen.

Eine wesentliche Aufgabe der WS besteht in ihrer Stützfunktion. Erst durch die WS ist der Mensch in der Lage, in aufrechter Position gehalten zu werden und Bewegungen auszuführen. Die WS macht das Einnehmen und Beibehalten bestimmter Körperhaltungen möglich. Des Weiteren besitzt die WS eine Dämpfungsfunktion, die zur Aufnahme und Weiterleitung von Stößen beiträgt und somit ein elastisches und dynamisches Gangbild ermöglicht. Eine andere wichtige Funktion der WS ist die Schutzfunktion. Durch die übereinanderlagerung der einzelnen Wirbel entsteht der Wirbelkanal, in dem sich, umlagert von stoßdämpfender Flüssigkeit und ummantelt von den Hirnhäuten, das Rückenmark befindet. Durch diese knöcherne „Röhre“ – der WS – werden das Rückenmark und die inneren Organe vor einwirkenden Kräften geschützt (Berger und Hierner 2006).

Zu dem Bereich der dynamischen Funktionen der WS gehört vor allem die Ausführung komplexer Bewegungsabläufe. Ausgestattet mit freien 24 Wirbelkörpern ermöglicht die WS eine enorme Gesamtbeweglichkeit in allen Hauptbewegungsebenen. Diese umfassen die Bewegungsmöglichkeit in der Sagittal-, Frontal- und Horizontalebene. Gegliedert in 5 Abschnitte reihen sich die einzelnen Wirbelkörper vom kranial nach kaudal aneinander. Den obersten Abschnitt der WS stellt die Halswirbelsäule (HWS) dar, welche aus 7 Wirbelkörpern besteht. Anschließend an die HWS artikulieren die 12 Wirbelkörper der Brustwirbelsäule, gefolgt von den 5 Lendenwirbeln. Kaudal abschließend befinden sich Kreuzbein und Steißbein mit 4-5 einzelnen Steißwirbeln.

Die Gesamtbeweglichkeit der WS ergibt sich aus den Einzelbewegungen und Interaktionen der einzelnen Wirbelkörper miteinander. Zwei benachbarte Wirbel, ihre Gelenkverbindungen, die entsprechenden Abschnitte der ligamentären Strukturen, die Bandscheiben und die zugehörigen paraspinalen Muskeln samt ihrer Innervation bilden eine morphologische und zugleich funktionelle Einheit. Diese Strukturen bilden dabei definitionsgemäß ein Bewegungssegment der WS (Laube 2009). Abhängig vom jeweiligen Abschnitt der WS und der unterschiedlichen Stellung der Wirbelkörper unterscheiden sich das Bewegungsausmaß und die bevorzugte Bewegungsrichtung. Während die HWS (Halswirbelsäule) und BWS (Brustwirbelsäule) eine ausgeprägte Fähigkeit zur Rotation besitzen, so ist dies für die LWS (Lendenwirbelsäule) aufgrund der Sagittalstellung der Gelenkfortsätze nur eingeschränkt möglich. Die thorakalen Wirbel zeichnen sich durch eine vermehrte Rotationsbewegung aus, während im Bereich der Halswirbel eine Bewegung in alle drei aufgeführten Richtungen möglich ist (Voss 1979, Rauber 2003). Die Beweglichkeit des Kopfes resultiert zu großem Maße aus dem Zusammenspiel der ersten beiden Wirbel – Atlas und Axis. Festzustellen ist, dass der Schlüssel für die Stabilität der LWS entscheidend durch eine Intaktheit des lumbalen Bewegungssegments (L2-L3) bestimmt wird (Stokes und Gardner-Morse 2003).

Möglich gemacht wird die Aufrechterhaltung des Gleichgewichts der WS – ein Zusammenspiel von Bewegung und Stabilität – durch die Interaktion verschiedener Strukturen. Grob orientierend lässt sich hierbei eine Einteilung der WS-Strukturen in ein passives, aktives und neurales System vornehmen (Panjabi 1992a).

Zu dem passiven System werden hierbei die knöchernen und ligamentösen Strukturen gezählt. Neben den geleeartigen Bandscheiben, welche die Verbindung zwischen zwei Wirbeln herstellen, bilden die Bänder, Gelenkkapseln, Facettengelenke sowie die knöchernen Strukturen, bestehend aus den einzelnen Wirbelkörpern, ebenfalls einen Teil des passiven Systems. Die ligamentösen Strukturen sichern die Integrität der WS, die vor allem bei der Ausführung von Bewegungen nötig ist, bei der das natürliche Bewegungsausmaß überschritten wird.

Zu den aktiven Strukturen gehört die Wirbelsäulen-umspannende Muskulatur. Die Aufgabe dieser Muskulatur besteht in der aktiven Ausführung von Bewegungen sowie in der Sicherung und Stabilisierung der durchgeführten Bewegung. Je nach Anordnung der einzelnen Muskeln unterscheidet sich der Funktionsbereich, welcher

teils eher stabilitätsvermittelnd, teils bewegungsvermittelnd ausgelegt ist. Abhängig von Muskeltonus, Kontraktion und Dehnung der Muskulatur ist das Verbleiben sowie Einnehmen bestimmter Körperhaltungen möglich (Tittel 2003).

Das neuronale Untersystem wird in das ZNS und die peripheren Nerven unterteilt. Eine weitere Struktur des neuronalen Kontroll- und Steuerungssystems bilden die sog. Propriozeptoren – die Rezeptoren der Tiefensensibilität. Diese Rezeptoren befinden sich in Muskeln, Sehnen und Ligamenten und ermöglichen die Wahrnehmung der Bewegung und Stellung des Körpers im Raum. Das korrekte Zusammenspiel des passiven, aktiven und neuronalen Systems bildet die Grundlage für ein funktionierendes wirbelsäulenstabilisierendes System (Panjabi 1992b).

Neben einer klassisch-anatomischen Einteilung existieren verschiedene funktionelle Einteilungsmodelle der Muskulatur, die eine wesentliche Grundlage für das physiologische sowie pathophysiologische Verständnis bilden. Ausgangspunkt und Grundlage für die Mehrheit der durchgeführten Untersuchungen im Bereich der Muskelphysiologie ist das Modell von Bergmark (Bergmark 1989) und das unter funktionellen Aspekten erweiterte Modell Comerford's (Comerford und Mottram 2001), mit dessen Hilfe eine systematische Einteilung der Rumpfmuskulatur etabliert werden konnte (Danneels et al. 2001, Herzog et al. 2006, Keller et al. 2007, Solomonow et al. 2003, Wilke et al. 2003). Die Einteilung der Muskulatur in ein funktionell-systematisches System bietet dabei ebenso einen Ansatz für therapeutische Behandlungsstrategien (Hodges und Richardson 1996).

Unter klassisch-anatomischen Gesichtspunkten können die Rumpfmuskeln in die Muskeln des Rückens, des Bauches und der Atemmuskulatur unterteilt werden. Mithilfe der Ansatz- und Ursprungsorte einzelner Muskeln lässt sich ein Rückschluss auf die biomechanische Funktion des jeweiligen Muskels herleiten. Hinsichtlich der Innervierung der Rückenmuskulatur kann zwischen einer oberflächlichen (ventralen) und tiefen (dorsalen) Gruppe (Laube 2009) unterschieden werden. Die tiefe, autochthone Muskulatur des Rückens wird durch die dorsalen Spinalnerven innerviert, während die oberflächlichen Muskeln durch die ventralen Spinalnerven gesteuert werden. Die autochthone Rückenmuskulatur erstreckt sich entlang der Wirbelsäule vom Becken bis zum Hinterhauptbein und kann weiterhin, abhängig von der Lage, in vier Subgruppen unterteilt werden. Dies sind die interspinale, transversospinale, intertransversale und spinotransversale Gruppe (Benninghoff

1994). Aufgrund der spezifischen Funktion – dem Aufrichten der Wirbelsäule – wird die autochthone Muskulatur zusammengefasst auch als *Musculus (M.) erector spinae* bezeichnet. Zu den Rückenstreckern – dem *M. erector spinae* – werden neben dem *M. iliocostalis* der *M. longissimus* und *M. spinalis* gezählt.

Die oberflächliche Rückenmuskulatur hat Ihren Ursprung an den Dornfortsätzen der Wirbel und inseriert an den Knochen des Schultergürtels bzw. Oberarm und Rippen. Durch die verschiedenen Ansatzpunkte lässt sich somit eine Gruppeneinteilung vornehmen. Hierbei kann zwischen den spinoskapulären bzw. spinohumeralen und spinocostalen Muskeln unterschieden werden (Benninghoff 1994).

Die Bauchmuskulatur stellt eine weitere Gruppe der Rumpfmuskulatur dar. Sie lässt sich in schräge und gerade Bauchmuskeln unterteilen, wobei die Einteilung anhand der vorkommenden Faserrichtung und Lage vorgenommen wird. Zu der geraden Muskulatur gehört der *M. rectus abdominis* und der *M. rectus transversus*. Der *M. rectus abdominis* entspringt am Sternum und den Knorpeln der 5-7 Rippen und findet Ansatz am Becken. Die schräge Bauchmuskulatur besteht aus zwei Muskeln beiderseits – diese sind der tiefe *M. obliquus internus* und der oberflächlich liegende *M. obliquus externus*. Die Faserverlaufsrichtung der beiden Muskeln ist rechtwinklig zueinander. Ein weiterer Muskel der Bauchmuskulatur ist der *M. quadratus lumborum*. Dieser tiefliegende Muskel, welcher für die Seitwärtsneigung des Rumpfes zuständig ist, verdankt seinen Namen seiner spezifischen quadratischen Form.

Die Atemmuskulatur, bestehend aus den *M. intercostales* und dem Zwerchfell, formt die dritte Gruppe der Rumpfmuskulatur. Die Atemmuskulatur hat die Aufgabe, durch Kontraktion und Relaxation zu einer Verengung bzw. Erweiterung des Brustkorbes zu führen und somit die Ein- und Ausatmung möglich zu machen. Ebenso Teil der Atemmuskulatur ist der beidseitige *M. transversus abdominis*, der durch seine Kontraktion die Bauchorgane einschnürt und so bei der Expiration mitwirkt.

Neben der anatomischen Betrachtung/Unterteilung der Rumpfmuskulatur ermöglicht eine systematisch-funktionelle Einteilung eine Betrachtung der unterschiedlichen Funktionsbereiche der einzelnen Muskeln. Eine erste Grundlage wurde von M. Rood geschaffen, der die Muskeln in “Stabilisierer” und “Mobilisierer” unterteilte (Goff 1972). Als stabilisierende Muskeln werden tiefliegende Muskeln bezeichnet, die ein

Gelenk überspannen und durch eine vorwiegend exzentrische Kontraktionsform charakterisiert sind. Die Aufgabe dieser Muskeln besteht in der Stabilisierung und Kontrolle von Bewegungen. Die „Mobilisierer“ als zweite Gruppe weisen dagegen eine überwiegend konzentrische Arbeitsweise auf. Sie befinden sich oberflächlich und umspannen mindestens zwei Bewegungssegmente. Die Aufgabe der mobilisierenden Muskeln besteht, wie der Name verrät, in der Generierung von Kraft, welche für die Beschleunigung von Bewegungen benötigt wird.

Einen anderen Ansatz für die Einteilung der Muskelsysteme wurde von Bergmark (Bergmark 1989) entwickelt. Bergmarks Konzept orientierte sich dabei an den biomechanischen Funktionen der Rumpfmuskeln. Je nach Ansatzstelle sowie nach funktionellen Gesichtspunkten können die Muskeln dem lokalen oder globalen System zugeordnet werden (Bartel 2003).

Das lokale System schließt die Muskeln ein, die ihren Ursprung und Ansatz an den Wirbelkörper haben, tief und gelenknah liegen und ein oder mehrere Bewegungssegmente umspannen. Zu den Muskeln des lokalen Systems gehören beispielsweise die autochthonen Muskeln sowie die tiefen Anteile des M. multifidus und der M. transversus abdominis. Aufgrund des kurzen Hebelarms der tiefen Muskeln, bedingt durch eine eher geringe Muskelquerschnittsfläche, besteht die Hauptaufgabe dieser Muskeln mehr in einer Stabilisation der Bewegungssegmente und weniger in einer Initiierung von Bewegungen. Die Muskeln des lokalen Systems zeichnen sich durch einen hohen Anteil an oxidativen Fasern aus (Typ 1), was sie vor allem für tonische Aktivierungen auf niedrigem Kraftniveau geeignet macht (Jorgensen et al. 1993, McFadden et al. 1984)

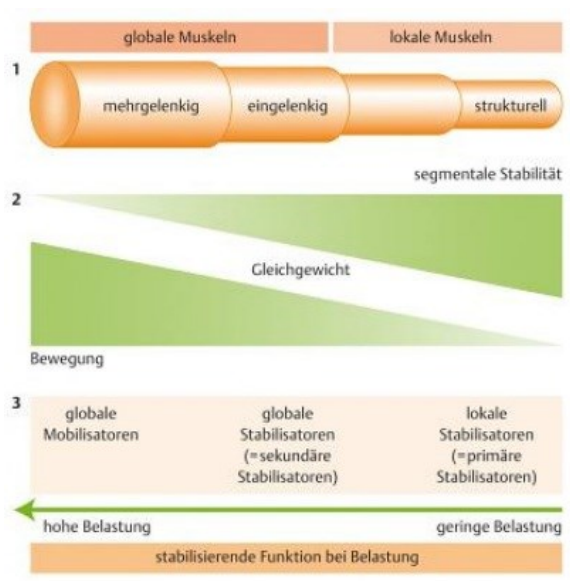
Das globale System, im Gegensatz zum lokalen System, vereint lange und oberflächliche Muskeln, wie zum Beispiel den M. erector spinae und die Bauchmuskeln. Die Muskeln des globalen Systems verbinden den Thorax mit dem Becken und überspannen mehrere Bewegungssegmente. Aufgrund ihrer anatomischen Anordnung und Beschaffenheit sind die globalen Muskeln in der Lage, größere Kräfte zu entwickeln, welches sie für die Initiierung und Durchführung von Bewegungen prädestiniert. Ebenso ist das globale System für die Beendigung und die Kontrolle durchgeführter Bewegungen des Rumpfes verantwortlich. Ausgestattet mit einem hohen Anteil an glykolytischen Fasern (Typ 2), generieren die Muskeln des



globalen Systems zwar höhere Kräfte, zeichnen sich jedoch ebenso durch eine schnellere Ermüdbarkeit aus (Haggmark und Thorstensson 1979).

Comerford und Mottram (Comerford und Mottram 2001) nehmen eine weitere, differenzierte Unterscheidung der Muskeln vor. Sie gliedern die Rumpfmuskulatur stärker nach ihrer eigentlichen Funktion und erweitern somit die primär biomechanische Herangehensweise von Bergmark. Die Einteilung nach Comerford und Mottram behält zwar die grundlegende anatomische und funktionelle Charakteristik von Bergmark bei, ergänzt das globale System jedoch durch eine weitere Unterteilungsebene. Neben global-stabilisierenden Muskeln wird außerdem zwischen global-mobilisierenden Muskeln unterschieden (siehe Abbildung 2.1). Die Funktionsspezifik der verschiedenen Rumpfmuskeln erfolgt in diesem System danach, inwiefern eine tonische (stabilisierende) bzw. phasische (Bewegung) Aktivitätscharakteristik zu verzeichnen ist (Laube 2009). Teil des global-stabilisierenden Systems sind die schrägen Bauchmuskeln (OI und OE), welche durch ein diskontinuierliches Aktivitätsmuster charakterisiert sind. Neben der Kraft- und Lastverteilung sind diese Muskeln für die Kontrolle des Bewegungsausmaßes zuständig. Die global-mobilisierenden Muskeln (M. rectus abdominis und der M. iliocostalis als Teil des M. erector spinae) haben hingegen, bedingt durch einen längeren Hebelarm, einen größeren Bewegungsspielraum. Die Hauptaufgabe dieser Muskeln besteht in der Initiierung von Bewegungen und Generierung von Kraft. Ebenso wie die global-stabilisierenden Muskeln zeigen sie ebenfalls eine diskontinuierliche zeitliche Aktivierung. Im Gegensatz zu den global-stabilisierenden Muskeln arbeiten die global-mobilisierenden Muskeln jedoch eher konzentrisch, während die global-stabilisierenden Muskeln vermehrt durch exzentrische Kontraktionsformen, abhängig vom Bewegungsausmaß, charakterisiert sind (Marquardt 2012).

Entscheidend für die Einteilung der Muskeln nach Comerford und Mottram ist neben der Aktivitätscharakteristik der Muskeln (tonisch, phasisch) die Kontraktionsform (konzentrisch, exzentrisch) und die Aktivität der einzelnen Muskeln bei der Ausführung von Bewegungen (kontinuierlich, diskontinuierlich) (Comerford und Mottram 2001).



**Abbildung 2.1 (Marquardt 2012) Einteilung der Muskeln (modifiziert nach Valerius et al. 2006, Comerford 2001)**

Trotz der verschiedenen bestehenden Klassifikationen und Einteilungen der Muskeln ist festzuhalten, dass eine rigide Einordnung und Zuordnung der Muskeln in ein bestimmtes System kritisch gesehen werden muss. Neuere Untersuchungen haben gezeigt (Anders et al. 2007a, Anders et al. 2007b, Anders et al. 2008, Anders et al. 2009), dass einzelne Muskeln unterschiedliche Aktivitätsmuster aufweisen, welche typisch für beide – das stabilisierende und mobilisierende System – sind. Die strikte systemische Einteilung einzelner Muskeln muss daher mit Vorsicht betrachtet werden und erfordert weitere Untersuchungen.

## 2.3 Muskelphysiologie

### 2.3.1 Muskelaufbau und Muskelkontraktion

Der Mensch ist in der Lage, seinen Körper zu bewegen und somit Kontakt mit der Umwelt aufzunehmen und diese aktiv zu beeinflussen. Ein einzelner Muskel (lat. musculus – das Mäuschen) ist ein kontraktiles Organ, welches durch einen Wechsel von Kontraktion und Erschlaffen zu einer Bewegung der inneren und äußeren Strukturen führt und somit Bewegung ermöglicht. Nicht nur bei der Generierung von Bewegungen sind muskuläre Einflüsse vorhanden. Auch im Ruhezustand werden durch das Muskelbindegewebe (passiv) und den Basistonus (aktiv) Kräfte erzeugt (Klein und Sommerfeld 2004).

Neben der Beteiligung der Muskulatur werden weitere wichtige Systeme und Strukturen differenziert, die am komplexen Vorgang der Bewegung teilhaben. Die Muskulatur stellt das aktive System dar, während Knochen, Bänder und Gelenke Teil des passiven Systems sind. Das Nervensystem steuert und koordiniert den Ablauf von Bewegungen. Diese einzelnen Systeme ermöglichen durch Ihre individuellen Funktionen, als auch durch das intersystemische Zusammenspiel, den Ablauf von Bewegungen. Die Skelettmuskulatur hat neben der Ausführung und mechanischen Begrenzung von Bewegungen ebenso eine Stabilisierungsfunktion, welche den Körper beim Zusammenspiel komplexer Bewegungsabläufe unterstützt.

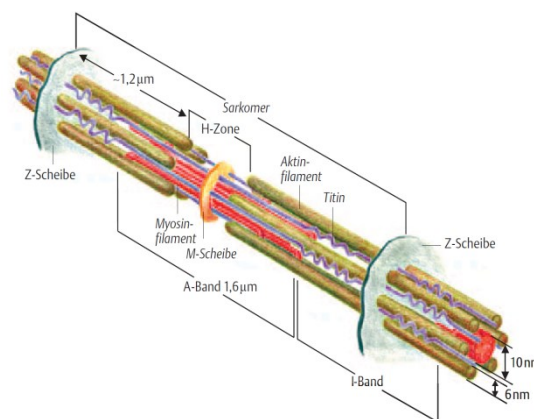
Die Muskulatur kann quantitativ in vielerlei Hinsicht als das am stärksten ausgebildete Organsystem des Körpers bezeichnet werden. Das Gesamtgewicht der Muskelmasse beträgt ca. 40 % des Körpergewichts, welches je nach Konstitution variiert. Muskeln sind der größte Energiekonsument des Körpers (Bruns und Praun 2002).

Eine Differenzierung der Muskulatur ist anhand der vorhanden histologischen Struktur möglich. Die Muskulatur kann in glatte und quergestreifte Muskulatur unterteilt werden. Das Vorkommen der quergestreiften Muskulatur ist auf die Herzmuskulatur und die Skelettmuskulatur beschränkt. Die Skelettmuskulatur wird aktiv gesteuert und ist somit dem Willen unterworfen – sie dient der Ausführung bewusster Bewegungen, was als Motorik bezeichnet wird. Die Impulse bewusster Bewegungen werden über das Gehirn an das Rückenmark geleitet. Von dort gelangen diese über die motorischen Spinalnerven an die motorische Endplatte der Muskulatur, was in der Folge eine bewusst gesteuerte Bewegung ermöglicht.

Unwillkürliche Bewegungen können in der Regel nicht aktiv gesteuert werden. Sie treten hauptsächlich in der glatten Muskulatur auf und sind vegetativer Funktion. Die Impulse unwillkürlicher Bewegungen werden hierbei ohne Beteiligung des Gehirns verschaltet. Neben der Beteiligung der peripheren Nerven ist das Rückenmark an der Weiterleitung der Impulse an die glatte Muskulatur beteiligt. Unwillkürliche Bewegungen in der Skelettmuskulatur hingegen werden durch Reflexe ausgelöst, welche dem Schutz und der Flucht vor Schmerzen dienen.

Die Befestigung der Skelettmuskulatur am Skelett oder an Faszien wird durch Sehnen ermöglicht. Neben den Ansatz- und Ursprungssehnen besteht der Muskel

aus einem Muskelbauch, welcher den Teil zwischen den beiden Sehnenenden bildet. Mikroskopisch besteht ein Skelettmuskel aus vielen einzelnen Faserbündeln, welche das kontraktile Gewebe bilden (siehe Abbildung 2.2). Ein Faserbündel lässt sich wiederum in viele einzelne Muskelzellen unterteilen, wobei einzelne Zellen aus Myofibrillen bestehen. Die Myofibrillen machen einen Anteil von bis zu 80 % der Fasermasse aus. Den kontraktilen Apparat des Muskels bilden die Myofilamente Aktin und Myosin –sie stellen das aktive Gewebe dar. Bindegewebe, Blutgefäße, die Sinnesorgane des Bewegungsapparates und die Nerven der motorischen Endplatte werden hingegen als passive Gewebe bezeichnet.



**Abbildung 2.2 (übernommen aus dem Taschenatlas Physiologie Silbernagl/ Despopoulos 2003) Schematischer Aufbau einer menschlichen Skelettmuskelfaser**

Neben den kontraktilen Filamenten besteht der Muskel ebenso aus elastischen Strukturen – den passiven Elementen. In Bezug auf die Sarkomere lassen sich die Strukturen in parallel-elastische Komponenten (PEK) und seriell-elastische Komponenten (SEK) unterteilen. Die SEK repräsentieren alle longitudinalen Verbindungselemente der Muskelfasern, wie die Z-Scheiben, die Filamentmoleküle, die Verbindung zwischen den Filamenten und den Sehnen, als auch die Sehnen selbst (Klein und Sommerfeld 2004).

Zu den parallel-elastischen Komponenten gehören die Zellmembranen der Muskelfasern, als auch das parallel zu den Muskelfasern angeordnete Bindegewebe (Ahonen 2008). Kommt es zu einer Muskelkontraktion, so werden die seriell-elastischen Komponenten gedehnt, während die parallel-elastischen Komponenten entspannen. Aufgrund der Tatsache, dass viele Muskelbewegungen durch wiederholte Dehnung und Verkürzung entstehen, kann die während einer dehrenden Kontraktion entstehende elastische Energie der SEK bei einer anschließenden

verkürzenden Kontraktion genutzt werden, um die verkürzende Kontraktion durchzuführen (Ahonen 2008). Die in den SEK gespeicherte Energie wird somit freigesetzt und trägt zur Kraft der verkürzenden Kontraktion bei.

Die Muskelkontraktion ist ein mechanischer Vorgang, welcher durch einen an der motorischen Endplatte ankommenden Nervenimpuls ausgelöst wird. Die motorische Endplatte bildet den zellulären Übertragungsmechanismus zwischen Nervensystem und Muskel. Das Aktionspotential eines Motoneurons bewirkt eine Potentialänderung an der Endplatte, welches als Endplattenpotential bezeichnet wird. Zusammen mit allen innervierten Muskelfasern und nervalen Kollateralen bildet das Alpha-Motoneuron die sog. motorische Einheit (ME). Abhängig von der Größe des innervierten Muskels variiert die Anzahl der motorischen Einheiten (Silbernagl und Despopoulos 1991). Ebenso unterscheidet sich die Anzahl der Muskelfasern, die von einer motorischen Einheit versorgt wird. Werden ca. 5 Muskelfasern des M. rectus lateralis bulbi (Torre 1953) von einer motorischen Einheit versorgt, so sind es beim M. gastrocnemius bis zu 2000 Einheiten (Feinstein et al. 1955). Mit zunehmender Anzahl von ME ist eine feinere Regulation der Muskelkontraktion möglich.

Vermittelt wird die Spannungsänderung bei der Muskelkontraktion durch die Freisetzung des Neurotransmitters Acetylcholin, dessen Freisetzung zu einer lokalen Depolarisation der Zellmembran führt. Grundlage für die Ausbreitung des Aktionspotentials auf der Muskelfaser ist die Fähigkeit des Muskels erregbar zu sein. Findet keine Erregung statt, so ist ein Ruhepotential mit einer Spannung von -90mV vorzufinden. Tritt jedoch ein ausreichender Reiz auf, so kommt es in der Folge zu einer Depolarisation – einer Spannungsänderung – der Muskelzelle. Diese Depolarisation ist reversibel und breitet sich entlang der Faserrichtung kettenartig auf die gesamte Zelle aus. Die Änderung der Spannung innerhalb der Muskelzelle wird hierbei als Aktionspotential (AP) bezeichnet. Der Vorgang des AP funktioniert nach dem Alles-oder-Nichts-Prinzip. Ist der Reiz zu gering, so werden die Muskelzellen nicht depolarisiert. Intrazellulär bewirkt die Änderung des Membranpotentials einen Einstrom von Calcium-Ionen, die vorher aus dem sarkoplasmatischen Retikulum freigesetzt wurden und anschließend unter dem Verbrauch von Energie wieder aus der Zelle ausgeschleust werden. Funktionell wird der Vorgang der Muskelkontraktion über die kontraktilen Elemente – Aktin und Myosin – gesteuert, welche sich im Sarkomer, der kleinsten Einheit einer Muskelfaser, befinden. Unter

Verbrauch von Energie in Form von ATP kommt es zur Interaktion von Aktin und Myosin. Die Z-Banden nähern sich einander an und eine Muskelkontraktion findet statt. Das Ausmaß einer Kontraktion wird neben der Anzahl rekrutierter Einheiten ebenso über die Frequenz der Aktionspotentiale – die neuronale Impulsfrequenz – bestimmt (Enoka 1995).

### **2.3.2 Kontraktionsformen**

Die Muskelkontraktion ist ein komplexer Vorgang, welche alle Elemente der Grob- und Feinstruktur des Muskels einbezieht. Um eine Kraft auf die Angriffspunkte an den Knochen ausüben zu können, müssen diese verschiedenen Strukturebenen (aktiv und passiv) des Skelettmuskels harmonisch zusammenarbeiten – nur so ist eine geordnete und differenzierte Kraftausübung möglich. Je nach Kraftänderung bzw. Längenänderung des Muskels lassen sich mehrere Arten der Kontraktion beschreiben. Hierbei kann sich eine Kontraktion in Abhängigkeit von den äußeren Bedingungen als Verkürzung und/oder Kraftentwicklung äußern.

Die isometrische Kontraktionsform (isometrisch, aus dem Griechischen: „gleiches Maß, gleiche Länge“) beschreibt die Form der Kontraktion, bei der die Muskelenden fest fixiert sind und keine optische Längenänderung des Muskels stattfindet. Es erfolgt ausschließlich eine Änderung der Kraft bzw. der Spannung.

Neben der isometrischen Kontraktion sind zwei weitere Kontraktionsformen aufzuführen. Hierbei handelt es sich um die isotonische (gleichgespannte) und um die auxotonische (verschiedengespannte) Kontraktion. Die isotonische Kontraktion bezeichnet eine Muskelverkürzung, ohne gleichzeitig stattfindende Kraftänderung. Die auxotonische Kontraktion andererseits beschreibt eine Kraft- und Längenänderung des Muskels. Sie stellt den am häufigsten vorkommenden Kontraktionstyp dar.

Für die drei aufgeführten elementaren Arten der Muskelkontraktion lässt sich in Hinblick auf die Muskelarbeit eine weitere Unterteilung vornehmen. Hierbei wird die statische und dynamische Arbeitsweise unterschieden. Die statische Arbeitsweise zeichnet sich durch keine Entstehung von Bewegung aus. Ursprung und Ansatz des Muskels nähern sich dabei nicht an.

Die dynamische Arbeitsweise beschreibt eine Längenänderung des Muskels bei der sich Ursprung und Ansatz annähern (konzentrisch) oder voneinander entfernen (exzentrisch). Es findet demzufolge Bewegung statt. Die konzentrische Kontraktion bezeichnet eine positiv dynamisch überwindende Arbeitsweise. Hierbei kommt es zu einer Änderung der intramuskulären Spannung mit einer einhergehenden Muskelverkürzung – Ursprung und Ansatz des Muskels nähern sich einander an. Beispielhaft hierfür ist das Hochziehen an der Reckstange bei einem Klimmzug. Hierbei kommt es zu einer konzentrischen Kontraktion des Bizepses, wodurch der Oberarm gebeugt wird.

Die exzentrische Kontraktion beschreibt eine negativ dynamisch nachgebende Arbeitsweise. Im Gegensatz zur konzentrischen Kontraktion kommt es hierbei zu einer Verlängerung/Dehnung des Muskels. Bei einer Verlängerung des Muskels entfernen sich Ursprung und Ansatz voneinander. Grundlage der exzentrischen Kontraktion ist eine erhöhte äußere Kraft, welche größer ist als die Spannung im Muskel. Die höhere äußere Kraft hat eine Dehnung des Muskels zur Folge, der der Muskel entgegenzuwirken versucht. Bei dieser Art der Kontraktion nimmt der Muskel mechanische Arbeit auf sich. Der Muskel ist bei der exzentrischen Kontraktion in der Lage, eine hohe Kraft zu entwickeln, jedoch besteht dadurch ebenso eine enorme Belastung für die beteiligten muskulären Strukturen. Bei besonders intensiver exzentrischer Arbeit besteht eine höhere Krafteinwirkung auf die einzelnen Fasern, verglichen mit der Krafteinwirkung bei der nachgebenden positiven Kontraktion. Begründet ist dies durch eine geringe Anzahl von Fasern, die eine erhöhte Beanspruchung erfahren. Problematisch dabei ist ein erhöhtes Verletzungsrisiko, dass durch die starke Krafteinwirkung auf eine kleinere Anzahl von Fasern bedingt ist.

Neben den drei aufgeführten Arten der Muskelarbeit existiert außerdem die kombinierte Muskelarbeit. Diese bezeichnet das Zusammenspiel von konzentrischer, exzentrischer und isometrischer Kontraktion.

Der Begriff der isometrischen Muskelkontraktion muss differenzierter betrachtet werden, wenn es sich um eine nicht-statische Versuchsanordnung handelt. Betrachtet man das muskuläre Verhaltens- und Aktivierungsmuster eines isometrisch-kontrahierten Muskels unter dynamischen Bedingungen, so lässt sich eine Änderung der Beanspruchung bzw. Krafteinwirkung mittels Elektromyographie

(EMG) detektieren. Es zeigt sich, dass der Muskel bei optisch gleichbleibender Länge signifikant unterschiedliche Amplitudenwerte aufzeigt, die auf das variierende Beanspruchungsmaß zurückzuführen sind. Jedoch erklärt diese Beobachtung nicht das eigentliche muskuläre Verhalten während der dynamischen Phase. Folglich soll ein Modell bzw. ein Ansatz entwickelt werden, welcher das muskuläre Verhalten bei einer Änderung der Beanspruchung bzw. Krafteinwirkung unter dynamisch-isometrischen Bedingungen erklärt.

Eine mögliche Erklärung für die erhöhte Ansteuerung liefert der Aufbau und die Funktion der einzelnen Strukturen des Muskels – bestehend aus kontraktile und elastischen Elementen.

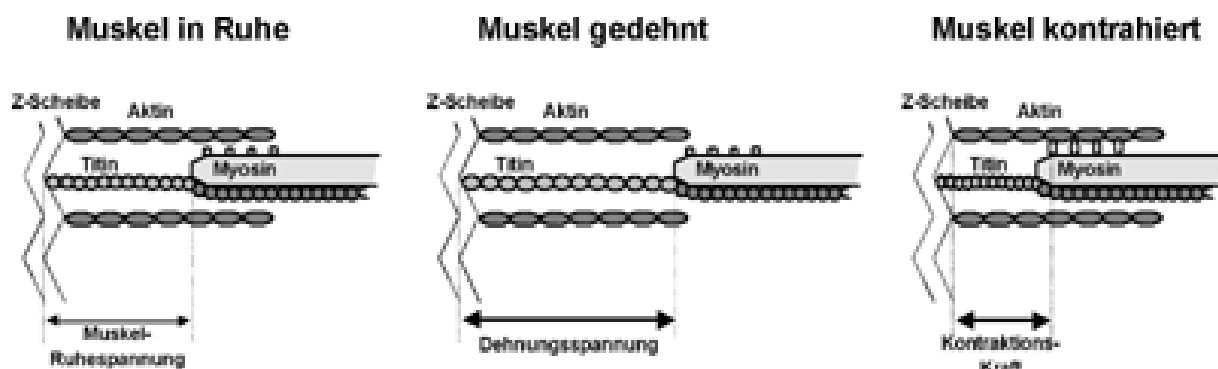
Unter Berücksichtigung der Funktion der kontraktile und elastischen Strukturen der Muskulatur innerhalb einer Kontraktion muss folgend auf die Definition der isometrischen Kontraktion näher eingegangen werden und ein weiterreichendes Erklärungsmodell aufgebaut werden. Die elastischen Filamente der Muskulatur stellen die passive Komponente innerhalb der Kontraktion dar und werden in ihrer Charakteristik nicht beeinflusst. Einzig die kontraktile Filamente erfahren eine aktive Veränderung ihres Zustandes – sie werden durch das Kraftausmaß beeinflusst. Erfährt ein Muskel eine zunehmende Krafteinwirkung bei optisch gleichbleibender Länge, so verringert sich der Einfluss der passiven Strukturen. Der abnehmende Einfluss dieser Strukturen auf die stattfindende Kontraktion muss in der Folge ausgeglichen werden, um die konstante Länge des Muskels zu gewährleisten und somit isometrisch bleiben zu können.

Bei gleicher Ansteuerung der kontraktile Filamente, aber einer einhergehenden Zunahme der Kraft, muss intern eine Verkürzung der Sarkomere stattfinden. Korrekterweise wird dieser interne Kontraktionsvorgang daher als isometrisch-konzentrische Kontraktion bezeichnet. Nur durch den aktiven Prozess der Verkürzung des Muskels (konzentrische Kontraktion) ist es möglich, die Zunahme der Kraft bei unveränderlicher Federkonstante der elastischen Filamente zu kompensieren (siehe Abbildung 2.3). Dieser aktive Vorgang der internen Verkürzung durch Einhaken und Neufassen der Aktin- Myosinverbindungen kostet zusätzliche Energie in Form von ATP und fordert somit eine höhere Aktivierung der motorischen Einheiten – eine erhöhte Ansteuerung ist die Folge. Dieser beschriebene Mechanismus unterscheidet sich für die isometrisch-exzentrische Kontraktionsform.



Bei Abnahme der Kraft (isometrisch-exzentrische Kontraktion) zeigt sich eine verringerte Ansteuerung, da hier keine zusätzliche Energie benötigt wird. Bedingt ist dies durch den fehlenden zusätzlichen „Powerstroke“ zwischen den Aktin- und Myosinverbindungen. Bei der Entstehung zusätzlicher Neuverbindungen zwischen Aktin und Myosin, wie sie bei der isometrisch-konzentrischen Kontraktionsform auftreten, wird mehr ATP benötigt als bei der isometrisch-exzentrischen Kontraktionsform. Bei der isometrisch-exzentrischen Kontraktionsform wird zwar ebenso Energie in Form von ATP verbraucht, jedoch findet hier ein vermehrtes Loslassen und Festhalten der Eiweißmoleküle statt anstelle der Generierung neuer Querverbindungen. Demzufolge ist bei der isometrisch-exzentrischen Kontraktionsform die Ansteuerung des jeweiligen Muskels geringer. Beim direkten Vergleich der beiden Kontraktionsformen ist der erhöhte Verbrauch von ATP, bedingt durch eine erhöhte Beanspruchung bei der isometrisch-konzentrischen Kontraktion, entscheidend.

Für die Auswertung der Ergebnisse wird im Folgenden von einer erhöhten Beanspruchung in der isometrisch-konzentrischen Phase der Kontraktion ausgegangen. Eine erhöhte Beanspruchung in der isometrisch-exzentrischen Phase der Kontraktion dagegen wird als unerwartet und abweichend vom dargestellten Erklärungsmodell klassifiziert.



**Abbildung 2.3 (Dober 2010)** Schematische Darstellung der intramuskulären Vorgänge bei Zunahme der äußeren Kraft unter isometrischen Bedingungen - Um den schwindenden Einfluss der passiven elastischen Strukturen (Siehe Titin in Abbildung) zu kompensieren, muss als Folge eine minimale isometrisch-konzentrische Verkürzung stattfinden. Dies erfordert zusätzlich Energie in Form von ATP und führt somit zu einer verstärkten Aktivierung.

## 2.4 Die Hysterese

Das Wort Hysterese stammt aus der altgriechischen Sprache und lässt sich etymologisch mit „hinterher- später kommen“ übersetzen. Der Begriff wurde erstmals von dem schottischen Physiker Alfred Ewing Ende des 17. Jahrhunderts in der Wissenschaft erwähnt und beschrieben. Ewing formulierte und definierte hysteretische Beziehungen als das anhaltende Nachwirken eines Effektes, bei der die Variablen von der Historie beeinflusst werden.

*„When there are two quantities  $M$  and  $N$ , such that cyclic variations of  $N$  cause cyclic variation of  $M$ , then if the changes of  $M$  lag behind those of  $N$ , we may say that there is hysteresis in the relation of  $M$  and  $N$ “*

Hysterese beschreibt folglich die Abhängigkeit eines Systems, das nicht nur von einer unabhängigen Eingangsgröße abhängt, sondern auch durch den vorherigen Zustand der Ausgangsgröße beeinflusst wird. Aufgrund dieser Tatsache, kann ein System verschiedene Zustände bei gleicher Eingangsgröße einnehmen.

Eine Hysterese liegt vor, wenn trotz Wegfall einer Ursache, die Wirkung auf eine Variable oder auf mehrere Größen noch messbar ist. Die Auswirkungen der Ursache sind messbar trotz nicht mehr nachweisbarer Ursache. Folglich hängen die Variablen von ihrer Historie ab.

Die Hysterese ist ein nicht-lineares Phänomen, welches in vielen technischen Vorgängen und Regelungsprozessen heutzutage auftritt. Es findet Anwendung in der Mechanik, Physik, Hydrologie, Ökonomie und der Physiologie. Ursprünglich wurde der Begriff der Hysterese auf dem Gebiet der Mechanik beschrieben. Erste Ansätze und Überlegungen formulierte dabei James C. Maxwell (Maxwell und Torrance 1996). Im Anschluss gewann das Modell der Hysterese stetig an Bedeutung, vor allem durch Arbeiten von Ferenc Preisach (Smith 2005) und Louis Neel, die sich mit Ferromagnetismus beschäftigten.

Bekannt ist die Hysterese im medizinisch-physiologischen Bereich vor allem durch das Auftreten in der Atmungsphysiologie. Hierbei beschreibt die Hysterese, anhand der Ruhedehnungskurve der Lunge, das Verhältnis von Lungenvolumen zu intrapulmonalem Druck (Bachofen 1968). Die Ruhedehnungskurve drückt aus, dass, wenn der intrapulmonale Druck in der Lunge abnimmt, das Volumen der Lunge

langsamer abnimmt, als es zugenommen hat, als sich der Druck erhöht hat. Grund hierfür ist eine Reorganisation der Surfactant-Faktor-Moleküle während des Atemzyklus (Notter et al. 1982).

Mehrere Untersuchungen haben gezeigt, dass das Phänomen der Hysterese auch in der Muskulatur vorzufinden ist (Paterson et al. 2010, Walcott und Sun 2009, Politti et al. 2003, Trnkoczy 1974, Remington 1955). Die bestehenden Forschungsergebnisse beziehen sich dabei sowohl auf die quergestreifte als auch auf die glatte Muskulatur. Die aufgeführten Untersuchungen umfassen den Hysterese-Nachweis unter statischen sowie unter dynamischen Bedingungen.

Die Dynamik der Muskulatur ist durch ein nicht-lineares Verhalten charakterisiert. Um die Hysterese als eine Eigenschaft der Muskulatur zu verstehen, ist es wichtig, den Muskel als ein veränderbares, nicht starres Gebilde aufzufassen. Vereinfachte Modelle, die die Dynamik der Muskulatur mithilfe des Feder-Modells darstellen, sind für eine genaue und realitätsnahe Analyse der Muskulatur problematisch. Die Eigenschaften einer Muskelkontraktion sind abhängig von der Bewegung und Aktivierung vorgeschalteter Kontraktionen (Kostyukov 1998). Anhand dieser Feststellungen zeigt sich, dass in der Muskulatur das Auftreten einer Hysterese vorzufinden ist.

Untersuchungen haben das Verhalten der quergestreiften Muskulatur nach vorheriger Dehnung analysiert. Hierbei zeigte sich, dass der Muskel nach anschließender Entlastung nicht mehr auf seine ursprüngliche Länge zurückkehrt - es zeigt sich eine Hysterese (Birbaumer et al. 2005). Weiter wurde festgestellt, dass nach einer exzentrischen Belastung der Muskulatur, durch eine Dehnung, eine erhöhte residuale Kraft besteht. Der Muskel generiert eine höhere isometrische Kraft nach stattgefundener Dehnung, als ein Muskel bei einer einzelnen isometrischen Kontraktion gleicher Muskellänge aufbringen würde (Herzog et al. 2006). Durch eine Vordehnung ist der Muskel in der Lage eine höhere Kraft zu generieren (Rassier 2007). Diese residuale Krafterhöhung (RFE) scheint permanent zu sein, was belegt, dass die Kraft einer Kontraktion von der vorherigen Kontraktion abhängt – somit besteht eine Hysterese. Der Mechanismus für diese residuale Krafterhöhung nach stattgefundener Vordehnung ist jedoch noch nicht vollständig geklärt, obwohl dieses Phänomen schon lange bekannt ist (Herzog et al. 2006). Im Gegensatz zu der Krafterhöhung bei Dehnung ist der Mechanismus der RFE nicht durch das klassische

Cross-Bridge Modell erklärbar (Walcott und Sun 2009). Neuere Studien gehen davon aus, dass die RFE eine aktive und passive Komponente aufweist (Herzog et al. 2006). Die aktive Komponente, so wird angenommen, hängt mit einer Änderung der Kinetik der Cross-bridges zusammen, was sich in einer verminderten Abnahme der Aktin-Myosinverbindungen nach einer Dehnung zeigt. Die passive Komponente geht wahrscheinlich von einem Strukturprotein aus, wie zum Beispiel Titin, dessen "stiffness" durch Calcium reguliert wird (Herzog et al. 2006, Rassier 2007).

In anderen Untersuchungen konnte eine Hysterese für den Erector spinae unter statisch-isometrischen Bedingungen nachgewiesen werden (Stokes et al. 1987). In dieser Untersuchung wurde das integrierte EMG (IEMG) und Drehmoment simultan aufgezeichnet. Hierbei wurden die Probanden instruiert, in stehender Position, gegen einen Widerstand isometrisch Kraft auszuüben. Die IEMG-Drehmoment-Ratio (Effizienz der elektrischen Qualität - EAA) jedes Probanden wurde analysiert und es konnte ein nicht-linearer Zusammenhang zwischen IEMG und Drehmoment identifiziert werden (Stokes et al. 1987). Es konnte in der Untersuchung gezeigt werden, dass die EAA bei Aufzeichnung einer Drehmomentabnahme niedriger war als bei einer Drehmomentzunahme. Dies kann folglich als Auftreten einer Hysterese gewertet werden.

Eine Untersuchung von J. Politti (Politti et al. 2003) beschäftigte sich mit der Analyse des M. deltoideus unter statisch-isometrischen Bedingungen. Mithilfe von Nadel-EMG (NEMG) wurde das Verhalten während Abduktion und Adduktion des Muskels beobachtet. Es wurden zehn sequentielle statische EMG-Aufzeichnungen für die Abduktion von 0° bis 90° durchgeführt, als auch für die anschließende Adduktion. Die EMG-Daten wurden in Abduktion und Adduktion unterteilt und jeweils für gleiche Winkel miteinander verglichen. Die Ergebnisse dieser statischen Untersuchung zeigten signifikante Unterschiede in den EMG-Amplituden gleicher Winkelposition für Abduktion und Adduktion. So waren die Amplituden des sich in abduzierender Bewegung befindenden Armes größer, als die Amplituden bei gleichem Winkelgrad in Adduktion. Wurden die EMG-Mittelwerte eines jeden gemessenen Winkelabstandes in Ab- und Adduktion berechnet und anschließend korrespondierende Winkel miteinander verglichen, so konnte festgestellt werden, dass sich das EMG des Armes in Adduktion nicht mit dem EMG des abduzierenden Armes deckt. Es konnte in der hier dargestellten Untersuchung eine Hysterese in

einem kompletten Prozess von Abduktion-Adduktion unter statischen Bedingungen festgestellt werden.

Neben der Hysterese für Ab- und Adduktion des Armes konnte außerdem festgestellt werden, dass die EMG-Amplitude nicht nur alleine von der Bewegungsrichtung des Armes beeinflusst wird. Bei einem Winkel von  $90^\circ$  und vollständig ausgeführter Abduktion zeigte sich, dass allein die Intention einer Bewegungsänderung des Armes in die anschließende Adduktion eine niedrigere EMG-Amplitude produzierte (Politti et al. 2003).

Durch unterschiedliche Beanspruchung der Muskulatur während Abduktion und Adduktion lässt sich für die Entstehung der Hysterese-Kurve am Beispiel von Polittis Untersuchung ein Erklärungsansatz formulieren. In der Abduktionsphase arbeitet der Muskel als Protagonist, er vollführt die Arbeit beim Anheben des Armes und wird dadurch stärker belastet als in der Adduktion. In der Adduktion verliert der M. deltoideus seine tragende Protagonistenrolle, was die Abnahme der EMG-Amplitude in dieser Phase erklärt. Aller Wahrscheinlichkeit nach spielen jedoch auch andere benachbarte Muskeln, neben dem gemessenen Muskel, durch ihr Zusammenwirken im Bewegungsablauf eine wichtige Rolle. Die anderen miteinwirkenden Muskeln beeinflussen die eigentliche Beanspruchung des gemessenen Muskels, als auch die Ausprägung der auftretenden Hysterese (Politti et al. 2003). Somit lassen sich die Amplitudenunterschiede des EMGs durch die unterschiedliche relative Kontribution der aktivierten Muskelfasern erklären, je nach Abhängigkeit der auszuführenden Bewegung (Politti et al. 2003). Dies jedoch, so äußert sich Politti, müsste durch weitere Untersuchungen anderer Muskeln belegt werden. Ein weiterer Punkt, der für die Beteiligung anderer Muskeln am Bewegungsablauf spricht, ist, dass Bewegung an sich selten bis nie das Resultat einer einzigen Muskelbeanspruchung ist. Bewegung ist immer als ein Zusammenwirken verschiedener Muskeln zu verstehen (Politti et al. 2003).

Untersuchungen, welche die Hysterese unter dynamischen Bedingungen belegen, wurden von Guimaraes (Guimaraes et al. 1995) durchgeführt. Diese Untersuchungen zeigten das Auftreten einer Hysterese im Amplituden-Kraftzusammenhang bei der Untersuchung des M. soleus bei Katzen.

Tal'nov und Kotsyuko untersuchten die Hysterese für die Muskeln Bizeps Brachii, brachioradialis und Trizeps (Jonic et al. 1999). Hierbei wurde durch langsame und schnelle Bewegungen der Übergang zwischen verschiedenen Bewegungsstadien auf das Auftreten einer Hysterese hin untersucht. Hierbei konnte gezeigt werden, dass unter dynamischen Bedingungen eine Hysterese nachzuweisen ist.

Eine weitere Untersuchung, die sich mit dem Phänomen der Hysterese unter dynamischen nicht-isometrischen Bedingungen auseinandersetzte, wurde von Diedrich durchgeführt. Diedrich beschäftigte sich in seiner Arbeit mit der Dynamik und Lokomotion beim Wechsel vom Gehen zum Laufen (Diedrich und Warren 1995). In der Untersuchung konnte ebenso das Auftreten einer Hysterese unter dynamischen Bedingungen festgestellt werden.

## **2.5 CURS – Chronisch unspezifische Rückenschmerzen**

Chronische Rückenschmerzen sind eine Volkserkrankung multidimensionaler Ursache und stellen ein großes volkswirtschaftliches und sozioökonomisches Problem dar. Studien zur Verbreitung von Rückenschmerzen in Deutschland zeigen eine hohe Prävalenz in der Bevölkerung. Die Ergebnisse der Rückenschmerzstudie 2003/2006 weisen eine Stichtagsprävalenz zwischen 32 % und 49 % in manchen Regionen Deutschlands auf (Raspe 2012). Die Lebenszeitprävalenz liegt zwischen 74 % und 85 % (Schmidt et al. 2007a). Signifikante Unterschiede zwischen den Geschlechtern sind nicht nachgewiesen (Rieder und Lohff 2008).

Definitionsgemäß bezeichnen Kreuzschmerzen (lower back pain) Schmerzen, die im Bereich zwischen den 12. Rippen und den unteren Glutealfalten mit oder ohne Ausstrahlung in die Beine bestehen. Der Grund für die Thematisierung des Kreuzschmerzes – bzw. des chronischen unspezifischen Rückenschmerzes – in dieser Arbeit beruht auf den Ergebnissen verschiedener Untersuchungen, die sich mit der Pathophysiologie der Rückenmuskulatur auseinandergesetzt haben. Aufgrund einer stetigen Zunahme von CURS-Patienten, einem hohen Leidensdruck der Patienten sowie einer enormen finanziellen Belastung des Gesundheitssystems ist ein fundiertes Verständnis der Rumpfmuskulatur für die Erforschung der Ursachen und die Entwicklung von spezifischen Therapiemöglichkeiten von großem Interesse.

Chronische Rückenschmerzen verzeichnen vor allem in den westlichen Industrieländern einen enormen Zuwachs und verursachen durch Diagnostik und Therapie Kosten in Milliardenhöhe (Gobel 2001). Vor allem die indirekten Kosten durch einhergehende Produktionsausfälle, Krankengeld- sowie Rentenzahlungen verursachen dabei den Hauptanteil. Ihr Anteil beträgt 54 % (Wenig et al. 2009). Die direkten Kosten sind direkt mit der Krankheit in Verbindung zu bringen und beinhalten Arztbesuche, Krankenhausbehandlungen, Physiotherapie, Medikamente, orthopädische Hilfsmittel und Rehabilitationsmaßnahmen (Wenig et al. 2009). Die Gesamtkosten, die durch diese indirekten und direkten Kosten für die Altersklasse zwischen 18 und 75 Jahren entstehen, belaufen sich auf bis zu 48,96 Milliarden Euro pro Jahr in Deutschland. Dies entspricht 2,2 Prozent des Bruttoinlandproduktes Deutschlands (Wenig et al. 2009).

Aufgrund der unterschiedlichen Ursachen, des Schweregrades, der Dauer und des Stadiums der Chronifizierung ist es möglich, Kreuzschmerzen zu klassifizieren. Hinsichtlich der Ursache werden Rückenschmerzen in eine spezifische und unspezifische Form unterteilt. Die Bezeichnung des spezifischen bzw. unspezifischen Rückenschmerzes resultiert aus der Ursache (Wenig et al. 2009). Folglich handelt es sich beim unspezifischen Rückenschmerz um eine klassische Ausschlussdiagnose. Dies ist vor allem für die Wahl der Therapie entscheidend. Der unspezifische Rückenschmerz ist in ca. 80 % der Fälle der vorherrschende Rückenschmerz. Trotz spezifischer Diagnostik bleibt die Ursache für die Rückenschmerzen unbekannt und somit lässt sich kein eindeutiger radiologischer Befund ausmachen (Van Tulder et al. 2006). Sind die Schmerzen auf nicht-spezifische Ursachen zurückzuführen, so beträgt die Spontanheilungsrate zwischen 25 % - 58 % (Hestbaek et al. 2003). Obwohl der unspezifische Rückenschmerz generell nicht selten spontan wieder heilt, ist festzustellen, dass ein erheblicher Teil der Patienten mit einer Chronifizierung der Schmerzen zu kämpfen hat (Hestbaek et al. 2006).

Bei den spezifischen Kreuzschmerzen ist im Gegensatz zu den unspezifischen Kreuzschmerzen ein morphologisches Korrelat zu finden. Hierbei kann der Schmerz beispielsweise durch einen Bandscheibenvorfall, Tumor oder eine Wirbelkörperfraktur verursacht sein. Die Unterteilung zwischen dem unspezifischen und spezifischen Kreuzschmerz ist anhand der sog. „Red Flags“ – den

Alarmsymptomen – möglich, welche bei Auftreten einen Hinweis auf einen spezifischen Kreuzschmerz geben können.

Hinsichtlich der Dauer der Rückenschmerzen wird die akute und chronische Form unterschieden. Der chronische Rückenschmerz wird dabei definiert als ein Auftreten mit einer Dauer von über 12 Wochen oder als episodisches Auftreten innerhalb von 6 Monaten.

Die Entstehung von chronischen Rückenschmerzen ist multifaktorieller Ursache. Jedoch lassen sich zwei primäre Problembereiche für die Entstehung der CURS verantwortlich machen. Neben psychologischen Faktoren werden vor allem funktionell-somatische Ursachen für die Entstehung der CURS ausgemacht.

Der Hauptursachenkomplex der CURS wird in funktionellen Defiziten der Rumpfmuskulatur gesehen. Die motorische Funktion und Leistungsfähigkeit wird durch Kraft, Schnelligkeit, Ausdauer, Dehnbarkeit und Koordination bestimmt (Hollmann et al. 2000). In mehreren somatisch-funktionellen Untersuchungen wurde gezeigt, dass Störungen in der Rumpfmuskelkoordination im Zusammenhang mit dem Auftreten von chronisch unspezifischen Rückenschmerzen (CURS) stehen (Panjabi 2003, Anders et al. 2005, Hodges und Richardson 1996, Hodges und Richardson 1998).

Neben Störungen in der Rumpfmuskelkoordination werden ebenso Defizite im Bereich der Kraft und Kraftausdauer für die Entstehung der CURS verantwortlich gemacht (Kankaanpää et al. 1998, da Silva et al. 2005, Saur et al. 1997). Defizite im Kraft und Kraftausdauerbereich und die Entstehung der CURS können als Ergebnis einer anhaltenden Dekonditionierung der Bevölkerung betrachtet werden, welche vor allem in den industrialisierten westlichen Ländern ausgeprägt ist (Hollmann et al. 2000). Aufgrund der Tatsache, dass die Entstehung chronischer Rückenschmerzen praktisch immer aus einem akuten Rückenschmerzgeschehen resultiert (Pfingsten M 2004), ist nicht eindeutig geklärt, ob die genannten Defizite im Kraft und Kraftausdauerbereich, oder nicht auch die Defizite im Koordinationsbereich, als Ursache oder Folge der Schmerzen anzusehen sind.

Des Weiteren zeigte sich, dass vor allem stark belastendes Arbeiten oder Ausführen von Arbeiten in Zwangspositionen mit Auftreten von Rückenschmerzen korreliert



(Van Nieuwenhuysen et al. 2006, Hartvigsen et al. 2002). Dies legt die Vermutung nahe, dass die Ermüdung der Rückenmuskulatur eine wichtige Rolle in der Pathogenese der Schmerzentstehung spielt. Dies lässt wiederum einen Rückschluss zu der vermuteten Annahme eines Defizites im Kraft- und Kraftausdauerbereich zu.

Weitere Studien zeigen, dass eine Integritätsstörung der aktiven Untereinheit der WS-stabilisierenden Muskulatur bei Probanden mit Rückenschmerzen besteht (Hides et al. 1994, Hides et al. 1996, Hides et al. 2001, Cholewicki und McGill 1996, Hodges und Richardson 1996, Anders et al. 2005). Ebenso wurde in Untersuchungen festgestellt, dass eine bestehende Instabilität in der stabilisierenden Muskulatur des Rückens bei Patienten mit bestehenden Rückenschmerzen als Auslöser der Rückenschmerzen zu sehen ist (Hodges und Richardson 1996, Panjabi 2003).

Eine weitere Untersuchung von Lamothe (Lamothe et al. 2004) legt die Vermutung nahe, dass länger andauernde Schmerzen die Ursache für eine Veränderung des Gangbildes sein können, so wie sie bei CURS-Patienten vermehrt zu finden ist. Lamothe gründet ihre Behauptung darauf, dass bei künstlich herbeigeführtem, akutem Schmerz das Koordinationsmuster (KM) des untersuchten Rumpfmuskels (M. erector spinae) eines auf einem Laufband gehenden Patienten keine signifikanten Veränderungen aufzeigt. Ebenso wurde das Koordinationsmuster hinsichtlich der Reaktion auf einen erwarteten Schmerzreiz untersucht. Auch hier zeigte sich keine signifikante Veränderung des Koordinations- und Bewegungsmusters. Jedoch wurde in der Untersuchung nachgewiesen, dass eine erhöhte Variabilität des EMG-Musters des M. erector spinae als Reaktion auf den Schmerzreiz zu verzeichnen ist. Des Weiteren wurde in der Standphase bei der Erwartung eines Schmerzreizes ein Abfall der mittleren Amplitudenwerte registriert (Lamothe et al. 2004).

Neben den hier dargestellten, in Betracht zu ziehenden somatischen-funktionellen Ursachen, sind verschiedene psychische Einflüsse für die Entstehung der CURS ebenso von Bedeutung (Krause et al. 1998, Polatin et al. 1993, Rush et al. 2000, Pfingsten M 2004). Zu nennen sind hierbei das psychologische Modell der Angst-Vermeidung (Pfingsten M 2004), Auftreten von Depressionen (Wang et al. 2010) und das Coping-Verhalten (engl. to cope – mit etw. fertig werden, etw. bewältigen) (Mercado et al. 2005).

Die grundlegende Idee des Angst-Vermeidungsverhaltens besteht dabei in einer Behandlung, in der Bettruhe vermieden und daher nicht verordnet werden sollte, da Schonung und Ruhe über längeren Zeitraum schädlich und unvorteilhaft für die Besserung der Schmerzen sind (Hagen et al. 2004).

Das Coping-Verhalten hat ebenfalls eine Bedeutung im Chronifizierungsprozess. Es beschreibt ein ausgeprägtes Durchhaltevermögen sowie suppressive Gedanken im Umgang mit der Krankheit (Hasenbring et al. 2001). Trotz Schmerzen gelingt es dem Coping-Patienten nicht, sich auszuruhen und so seinem Körper die nötige Pausen zu gönnen – der Patient ändert trotz physischer und psychischer Belastung seinen Lebensstil nicht, was eine Chronifizierung der Schmerzen zur Folge hat.

Aufgrund der multifaktoriellen Ursachen, die für die Entstehung der CURS eine Rolle spielen, sollten bei der Behandlung der chronisch unspezifischen Kreuzschmerzen verschiedene Ansatzpunkte und Strategien in Betracht gezogen werden. Neben dem Anstreben einer Verbesserung im Kraft-Ausdauerbereich und der Reduzierung koordinativer Defizite sollten ebenso die psychischen Faktoren berücksichtigt werden.

Die Beseitigung der koordinativen Defizite bzw. das Training koordinativer Fähigkeiten ist die Domäne spezifischer physiotherapeutischer Interventionen (Richardson et al. 1999). Während sich Defizite im Kraft-Ausdauerbereich jedoch gut trainieren lassen, gestaltet sich die Beseitigung der koordinativen Defizite schwieriger. Eine von australischen Physiotherapeuten entwickelte Schulung der koordinativen Fähigkeiten – “Programm der spinalen segmentalen Stabilisation” - zeigte nachweislich eine Verbesserung der Beschwerden bei CURS-Patienten innerhalb eines Mindestzeitraums von 2 Jahren (Richardson et al. 1999). Bei dem Programm werden unter Instruktion ausgebildeter Physiotherapeuten spezielle Koordinationsübungen ausgeführt. Ziel dieser Übungen ist eine willentliche Aktivierung der lokalen Muskeln des Rumpfes. Jedoch ist das Programm durch den hohen personellen und finanziellen Aufwand trotz nachgewiesener Besserung der Beschwerden nur bedingt im Alltag und für die breite Masse der an CURS-leidenden Patienten anwendbar.

Die hier dargestellten Untersuchungen und Ansätze zeigen auf, welche Bedeutung der CURS heutzutage als selbständige Erkrankung besitzt und welche Rolle dabei

die Physiologie der Rumpfmuskulatur spielt. Aus diesem Grund ist die detaillierte und grundlegende Erforschung der Rumpfmuskulatur mit Augenmerk auf Muskelkoordinationsverhalten und Reaktionsmuster von großer Bedeutung, da so ein genaueres Verständnis für die Pathophysiologie der CURS gewonnen werden kann. Durch ein besseres Verständnis des Koordinations- und Bewegungsverhaltens der Rumpfmuskulatur kann es gelingen, neue Ansätze und Strategien zu entwickeln, den CURS wirksamer zu behandeln und so schlussendlich dem Patienten besser helfen zu können.

## **2.6 Elektromyographie – EMG**

Die EMG ist ein elektrophysiologisches Verfahren, durch dessen Anwendung eine Beurteilung des neuromuskulären Aktivitätsgrades der Skelettmuskulatur möglich ist. Diese Technik erlaubt eine Aufzeichnung und Analyse myoelektrischer Signale, welche durch die Änderung der Muskelfasermembran generiert werden (Konrad 2005). Das Einsatzgebiet des EMG umfasst Forschung, Therapie und medizinische Diagnostik.

Das Prinzip der EMG beruht auf der Erfassung der elektrischen Muskelaktivität. Das EMG-Signal entsteht aus dem Aktionspotential der Muskelfasermembran und erfolgt nach dem „Alles-oder-nichts-Prinzip“. Nach Auslösen eines Aktionspotentials kommt es zu einem Depolarisations-Repolarisationsablauf, dessen Depolarisationszone sich nach seiner Entstehung mit einer Geschwindigkeit von 2-6 mm/s entlang der Muskelfasern ausbreitet und dabei die Ableitfläche der Elektroden passiert (Konrad 2005). Die elektrische Aktivität der Muskelfasern der quergestreiften Muskeln wird beim OEMG direkt an der Oberfläche der Haut registriert und abgeleitet. Das abgeleitete Signal erfasst aufgrund des Abstandes zwischen Hautelektrode und Muskelfaser die elektrophysiologische Aktivität mehrerer „Motor Unit Action Potentials“ (MUAP) und wird daher Summenaktionspotential (SAP) genannt. Eine motorische Einheit (engl. Motor Unit) bezeichnet dabei ein einzelnes Motoneuron mitsamt allen von diesem innervierten Muskelfasern. Diese Summe der einzelnen Muskelaktionspotentiale ist extrazellulär durch Elektroden messbar und wird aufgrund der Überlagerungen der generierten MUAPs als Interferenzsignal bezeichnet (Basmaijan und De Luca 1985). Dieses Signal repräsentiert das eigentliche EMG-Messsignal.

### **2.6.1 OEMG und NEMG**

Für elektromyographische Messungen können zwei verschiedene Elektrodentypen angewandt werden, die sich in Applikationsform und Ableitung der elektrischen Muskelaktivität unterscheiden. Neben den klebbaren Oberflächen Elektroden (Oberflächen-Elektromyographie, kurz OEMG), bei denen die elektrische Aktivität der Muskelfasern über externe Elektroden auf der Haut erfasst wird und somit Summensignale mehrerer motorischer Einheiten abgeleitet werden, existiert noch die Möglichkeit der Ableitung der elektrischen Muskelaktivität über Nadel-Elektroden (Nadel-EMG, kurz NEMG). Beide EMG-Formen bieten Vor- und Nachteile.

Das Verfahren der OEMG bietet eine Reihe von Vorteilen gegenüber der NEMG (Marshall und Murphy 2003). Das Hauptargument in ihrer Nutzung liegt in einer einfachen Handhabung (Basmaijan und De Luca 1985) und der guten Tolerierbarkeit durch die Probanden (Geisser et al. 2005). Die Oberflächen elektroden sind einfach auf der Haut zu befestigen und verursachen keine Gewebsschädigung. Einzig eine Reinigung der Haut sollte vor der Messung erfolgen, um somit die Haltbarkeit der Elektroden sowie die Aufnahme des elektrischen Signals zu verbessern und zu gewährleisten. Das Verfahren ist aufgrund seiner einfachen Handhabung vielseitig anwendbar und wiederholbar und wird hauptsächlich für die Untersuchung oberflächlicher Muskeln angewandt. Da dieses Verfahren nicht-invasiv ist, wird außerdem keine medizinische Überwachung benötigt. Der einfachen Anwendbarkeit des OEMG stehen einige Nachteile gegenüber, die bei der Entscheidung zwischen Nadelelektroden und Oberflächen elektroden bedacht werden müssen.

Bei der Benutzung des OEMG hat die Distanz zwischen Messgerät und dem Entstehungsort des elektrischen Signals im Muskel Auswirkungen auf das aufgezeichnete Signal. Besonders bei der Untersuchung von tiefgelegenen Muskeln sind diese Auswirkungen problematisch. Vor allem der elektrische Hautwiderstand, bedingt durch das Unterfettgewebe, aber auch Signalveränderungen durch Bewegungen des Probanden haben einen Störeinfluss auf das EMG-Signal. Das Unterfettgewebe der Haut stellt hier einen natürlichen Tiefpassfilter dar, während die Kontaktfläche zwischen Haut und Elektrode wie ein Hochpassfilter fungiert. Diese Filtereffekte beeinflussen das EMG-Signal. Des Weiteren kann es durch Verrutschen der Muskulatur unter der Elektrode zu Messfehlern kommen, da die Klebeelektroden sich nicht mehr parallel zu den zu messenden Muskelfasern befinden. Aus diesem

Grund ist eine korrekte und normierte Positionierung der Elektroden unabdingbar. Eine weitere Beeinflussung stellt der „Cross-talk“ dar, der durch das Signal direkt benachbarter Muskeln entsteht. Räumlich angrenzende Muskeln können einen signifikanten Anteil des gemessenen EMG-Signals produzieren und somit das Signal des unter der Elektrode befindenden Muskels beeinflussen (Farina et al. 2002, Pfeifer et al. 2003).

Das NEMG stellt im Gegensatz zum OEMG ein invasives Verfahren dar. Die Nadelelektroden werden bei dieser Methode innerhalb einer isolierten Kanüle direkt im Muskel platziert (Basmaijan und De Luca 1985). Durch diese invasive Methode ist es möglich, die elektrische Aktivität tieferer Muskeln abzuleiten und zu messen und Aussagen über einzelne motorische Einheiten zu treffen. Spezielle Nadelelektroden ermöglichen sogar das Erfassen myoelektrischer Signale einzelner Muskelfasern. Somit stellt das NEMG-Verfahren ein deutlich präziseres, aber auch empfindlicheres Verfahren dar, da bei dieser EMG-Methode keine Beeinflussung durch Faktoren wie Cross-Talk und die oben beschriebenen Filtereffekte der Haut entstehen. Als nachteilig bei der Anwendung der NEMG ist vor allem die Gewebsschädigung und die damit einhergehenden möglichen Komplikationen wie Schmerzen und Entzündung anzusehen. Weitere nachteilig wirkende Faktoren sind die hohe Empfindlichkeit bei Berührung, eine nur geringe Repositionsmöglichkeit sowie die Möglichkeit von nicht-muskelrepräsentativen Ableitungen, bedingt durch die lokal-invasive Methodik.

### **2.6.2 Anwendungsbereich des OEMG**

Der Anwendungsbereich der nicht-invasiven EMG – der OEMG – ist aufgrund seiner stetigen Verbesserungen und Weiterentwicklungen als das bevorzugte Verfahren zur Erforschung der Muskelaktivität etabliert worden und wird daher in der hier durchgeführten Untersuchung angewandt (De Luca und Knaflitz 1992, Anders et al. 2009). Das OEMG findet aufgrund seines breiten Spektrums in vielen diagnostischen, therapeutischen und rehabilitativen Fächern Anwendung (Edgerton et al. 1996, Rissén et al. 2000, Karjalainen et al. 2003). Vor allem bei physiologischen und biomechanischen Grundlagenexperimenten, als auch in der angewandten Forschung, findet das OEMG seinen Einsatz (De Luca 1997, Konrad 2005). Des Weiteren ist, bedingt durch das einfache Anbringen der Elektroden, das OEMG für die Anwendung im pädiatrischen Bereich geeignet.

Ein wichtiger Anwendungsbereich des OEMG betrifft die Untersuchung und den Nachweis von muskulären Koordinationsmustern statischer und dynamischer Situationen (Hodges und Richardson 1999, Brown et al. 2007, Anders et al. 2005, Anders et al. 2007b). Dabei sind wesentliche Fragestellungen, die mit der OEMG-Methode untersucht werden können, die Beurteilung des muskulären Beanspruchungsniveaus, die Beurteilung der intermuskulären und intramuskulären Koordination und die Beurteilung der Muskelaktivität bei Ermüdung (Frequenz und Amplitude) (Pfeifer et al. 2003, Anders et al. 2004). Ganganalytische Verfahren zur Untersuchung des zeitlichen Aktivierungsverhaltens unterschiedlicher Muskeln (Joseph 1968, Dubo et al. 1976), Untersuchungen zum muskulären Ermüdungsverhalten (Luttmann et al. 1996, Dimitrova und Dimitrov 2003) sowie Untersuchungen zur Abschätzungen des muskulären Beanspruchungsniveaus (Doorenbosch et al. 2005) stellen ebenso Forschungsgebiete der OEMG dar. Untersuchungen hinsichtlich der Pathogenese von Rückenschmerzen sind ein weiteres Anwendungsgebiet der OEMG, die im Abschnitt der CURS (2.5) näher erläutert wurden.

### **2.6.3 Eigenschaften des OEMG**

Bei der Auswertung und Analyse der OEMG-Rohdaten ist zu beachten, dass teilweise erhebliche interindividuelle Unterschiede in den Amplituden der gemessenen Muskeln auftreten. Folglich ist ein direkter Vergleich der OEMG-Daten verschiedener Probanden nicht ohne weiteres möglich und erfordert daher eine Normierung der Datensätze.

Grund für die Amplitudendifferenzen sind neben unterschiedlichen Beanspruchungsniveaus bei jedoch gleicher Belastungsstufe einzelner Muskeln die unterschiedlichen Dämpfungseigenschaften des subkutanen Gewebes (Preece et al. 1994). Weitere Einflussfaktoren sind der beschriebene „Cross-Talk“, ausgelöst durch Ko-Kontraktionen angrenzender Muskeln (Farina et al. 2004), sowie das Problem der Elektrodenpositionsänderung entstehend bei dynamischen Messungen mit einhergehender Distanzänderung zwischen Muskel und OEMG (De Luca 1997).

Mit der Entstehung des SENIAM – Projekts (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles 1996) wurde ein europäischer Standard für die Anwendung des OEMG etabliert. Ziel war es, mittels einheitlicher Positionierung der Elektroden sowie einheitlicher Signalverarbeitung die Forschung im Bereich der

OEMG zu verbessern und eine Zusammenarbeit verschiedener Forschungsgruppen dieses Fachgebietes zu erleichtern und zu ermöglichen (Hermens et al. 1999, Hermens et al. 2000).

Trotz der interindividuellen Schwierigkeit bei der Vergleichbarkeit der Amplituden ist festzuhalten, dass eine Korrelation zwischen Signal- und Kontraktionsstärke der untersuchten Muskeln besteht, diese jedoch nicht identisch – also lediglich proportional zueinander (Lawrence und De Luca 1983) – ist. Es zeigt sich, dass nicht die absolute Kraftentwicklung gemessen wird, sondern die neuromuskuläre Ansteuerung der Muskulatur. In Folge lassen sich zwei Charakteristika bezüglich der Kraft-Amplituden-Beziehung in OEMG feststellen. Tritt ein Kraftzuwachs der Muskulatur über die Feuerrate der Motoneuronen auf und liegt dieser Zuwachs im Bereich bis zu 50 % der Maximalkraft, so ist in diesem Falle ein annähernd linearer Zusammenhang zu beobachten. Bei einem Aktivierungsgrad der Muskulatur über 50 % der Maximalkraft (Anders et al. 2007a) oder einer Zunahme des Kraftzuwachses durch Rekrutierung zusätzlicher motorischer Einheiten (Solomonow et al. 1990) ergibt sich hingegen ein nicht-linearer Kraft-Amplitudenzusammenhang. Entscheidend ist, dass die Erhöhung der Frequenz als auch die vermehrte Aktivierung zusätzlicher Motor-Unit-Einheiten zusammenwirken und dadurch zu einer Kraftzunahme bei einer Muskelkontraktion führen. Bei einer weiter zunehmenden Auslastung mit Rekrutierung nahezu aller motorischen Einheiten wird eine Zunahme der Muskelkraft durch eine Frequenzerhöhung ermöglicht.

Alle diese Faktoren üben in ihrem unterschiedlichen Ausprägungsgrad einen Einfluss auf das Interferenzsignal des OEMG aus und müssen daher mehreren Bearbeitungsschritten unterworfen werden, um eine Vergleichbarkeit der interindividuellen Daten zu ermöglichen.

#### **2.6.4 Frequenzierung und Rekrutierung**

Die zwei wichtigsten Einflussfaktoren für die Höhe und Dichte des EMG-Messsignales sind die Rekrutierung und Frequenzierung motorischer Einheiten (Scholle et al. 1992, Konrad 2005). Diese beiden Mechanismen ermöglichen eine feinregulierte Abstufung in der Kraftentwicklung des motorischen Anteils des sensomotorischen Systems (Hüter-Becker und Klein 2005). Durch ihre unterschiedliche Ausprägung formen sie ein Abbild des Kraftausstoßes der

abgeleiteten motorischen Einheit, welcher sich im überlagerten OEMG darstellen lässt.

Der Anstieg eines Kraftwertes eines Muskels kann über die systematische Rekrutierung von motorischen Einheiten beeinflusst werden. Überlappend zur Zuschaltung zusätzlicher motorischer Einheiten ist außerdem ein Anstieg in der Feuerrate der Motoneuronen zu verzeichnen, was sich in einer Frequenzerhöhung durch vermehrt gebildete Aktionspotentiale zeigt (Hüter-Becker und Klein 2005). Die Frequenz ( $f$ ) bezeichnet dabei die Anzahl der zeitlich periodischen Vorgänge pro Sekunde und wird durch die Formel  $f=1/T$  dargestellt. Zur Messung des EMG-Frequenzgehalts wird die Medianfrequenz ermittelt – der Punkt, an dem die Flächenanteile unter der Kurve in zwei gleich große Hälften unterteilt wird (Mathur et al. 2005, Ahmadi et al. 2007). Es ist anzumerken, dass die Frequenz des Oberflächensignals nicht mit der eigentlichen Frequenz des Originalsignals gleichzusetzen ist, da durch die Dämpfungsbeschaffenheit des subkutanen Fettgewebes ein Tiefpass-Filtereffekt auf das Messsignal einwirkt (Konrad 2005).

Eine weitere Charakterisierung der EMG ist durch die Amplitude möglich. Diese physikalische Größe beschreibt die maximale Auslenkung einer Oszillation bzw. einer Welle aus der Ruhelage (Stöcker und Best 2007). Sie wird vor allem durch die Anzahl der feuernden motorischen Einheiten bestimmt, die sich in der Nähe zur ableitenden Elektrode befinden. Ist eine erhöhte Anzahl motorischer Einheiten aktiv, so kann eine erhöhte Potentialfrequenz, bedingt durch eine nicht-synchrone elektrische Aktivität, registriert werden (Schmidt et al. 2007b). Da es sich beim EMG grundsätzlich um ein Wechselspannungssignal handelt, können mittlere Amplitudenwerte nur für gleichgerichtete Werte ermittelt werden.

#### **2.6.5 Ableitungsverfahren der EMG – monopolar & bipolar**

Bei der Ableitung des EMG-Signals werden zwei verschiedene Methoden unterschieden, die sich in der Anzahl der unterschiedlichen Elektroden und der damit verbundenen Art der Verstärkung unterscheiden.

Die monopolare Technik leitet das Signal jeder einzelnen Muskelelektrode gegen eine Referenzelektrode ab. Diese Referenzelektrode befindet sich ebenfalls auf der Haut, jedoch in einem Abstand zu den abzuleitenden Muskeln, um nicht durch das elektrische Signal dieser beeinflusst zu werden (De Luca und Knaflitz 1992). Bei



dieser Methode befindet sich neben der entfernten Referenzelektrode eine über dem Muskel gelegene aktive Elektrode (Basmaijan und De Luca 1985). Vorteil dieser Signableitungsmethode ist es, dass auch tiefere Signale erfasst werden und somit die Untersuchung tiefer Muskulatur erleichtert wird. Andererseits, und somit nachteilig, werden alle elektrischen Signale in Nähe zu den beiden Aufnahmestellen aufgezeichnet (Basmaijan und De Luca 1985).

Die bipolare Technik erfolgt mittels zweier Elektroden, die in einem konstanten Abstand von ca. 2-3 cm in Richtung des Muskelfaserverlaufs auf dem Muskelbauch platziert werden (Hermens et al. 2000, Kleine et al. 2001, Pfeifer et al. 2003). Bei dieser Signableitung wird die Spannungsdifferenz zwischen den beiden Elektroden aufgezeichnet, welche zusätzlich verstärkt wird. Die erfasste Spannungsdifferenz entsteht durch die Potentialänderung der Muskelfasermembran, ausgelöst durch den fortlaufenden Depolarisation-Repolarisationsablauf. Vorteil dieser Methode ist eine effektive Unterdrückung von Störsignalen (Cross Talk) sowie die bessere Selektivität des Signals bei der Beurteilung oberflächlicher Muskeln mit vorwiegend parallelem Faserverlauf (Farina et al. 2004, Lynn et al. 1978). Wird der Interelektrodenabstand erweitert, so können auch tiefere Muskelschichten erfasst und abgeleitet werden (Fuglevand et al. 1992).

#### **2.6.6 Signableitung und -verarbeitung**

Bedingt durch die beschriebenen Einflussfaktoren, die auf das Roh-OEMG einwirken, ist eine Standardisierung der OEMG-Daten notwendig, um so eine interindividuelle Vergleichbarkeit zu ermöglichen.

Die Anwendung eines Verstärkers ermöglicht bei der Benutzung der EMG-Technik neben der Verstärkung des Roh-EMGs auch eine Eliminierung von Störspannungen.

Im ersten Schritt wird das nichtverstärkte OEMG-Signal aufgrund der kleinen Amplitudenwerte mit einem Verstärker um den Faktor 100-500 verstärkt. Der Eingangswiderstand des Verstärkers sollte dabei mindestens das 10-fache der gegebenen Impedanz der Elektrode besitzen (Konrad 2005). Außerdem ist für die Erhaltung der Signaleigenschaft wichtig, dass der Verstärker eine möglichst lineare Charakteristik für das gesamte Spektrum des Messsignals besitzt.

Um das analoge EMG-Signal auf dem PC anzeigen zu können, muss das analoge in ein digitales Signal umgewandelt werden. Hierfür wird ein Analog-Digital-Wandler (A/D) benutzt. Entscheidend für die Qualität des digitalen Signals ist neben dem Auflösungsvermögen der Amplitudenwerte auch die Messrate des A/D. Das Auflösungsvermögen beschreibt hierbei die Genauigkeit für die Erfassung des erwarteten Amplitudenbereichs. Dieses wird in bit (engl.: binary digit) dargestellt und durch die Formel  $2^x$  berechnet. Ein 12-Bit-A/D-Verstärker kann somit den Voltbereich des Eingangssignals in 4095 Intervalle unterteilen ( $2^{12} = 4095$ ) (Konrad 2005). Die Auflösung der Amplitude wird durch die Einheit  $\mu\text{V/bit}$  angegeben.

Die Messrate, auch Abtastrate genannt, beschreibt die Anzahl der digital dargestellten Datenpunkte pro Sekunde. Für eine ausreichende Übersetzung des gesamten Frequenzsignals sollte daher die Konvertierungsrate des A/D mindestens doppelt so schnell sein, wie die höchste erwartete Frequenz innerhalb des Signals (Konrad 2005). Ist dies nicht der Fall, so entsteht ein Aliasing-Effekt durch den hohe Frequenzanteile eliminiert werden – sog. „undersampling“ (Konrad 2005, Blum 1998). Bei OEMG sollte aufgrund eines oberen Frequenzbereiches von bis zu 500 Hz demzufolge eine Abtastrate von mindestens 1000/s bzw. besser 2000/s gewählt werden. In der durchgeführten Untersuchung wurde eine Abtastrate von 2000 Datenpunkten pro Sekunde gewählt. Dies entspricht einem minimalen zeitlichen Detektionsabstand von 0,5 ms und ermöglicht so eine genaue Auflösung des Frequenzspektrums.

Die nachfolgenden Schritte der durchgeführten OEMG-Standardisierung sowie die spezifische Signalverarbeitung durch den Einsatz von Bandpassfiltern werden im Abschnitt 3.6 genauer erläutert.

## **2.7 Ziel der Untersuchung und Hypothesen**

Das Ziel der Untersuchung besteht darin, neue Erkenntnisse über die Physiologie der Rumpfmuskulatur zu erlangen. Schlussendlich kann und soll durch die Grundlagenforschung auf dem Gebiet der Muskelphysiologie ein präventiver und therapeutischer Nutzen für den Patienten entstehen. Dieser setzt jedoch ein klares und strukturiertes Wissen über das Verhalten der Muskulatur voraus und ist daher unentbehrlich.

Das Augenmerk der Untersuchung liegt auf dem Nachweis einer signifikanten Hysterese der einzelnen untersuchten Rumpfmuskeln. Ebenso ist von Interesse, ob Unterschiede in der Hysterese-Ausprägung zwischen der dorsalen und ventralen Rumpfmuskulatur bestehen und ob einzelne Muskeln, soweit eine Hysterese nachweisbar ist, in ihrem Hysterese-Verhalten voneinander abweichen.

Anschließend an die erste Fragestellung – dem Nachweis der Hysterese – soll geklärt werden, welchen Einfluss die äußeren Bedingungen auf die Ausprägung einer möglich nachweisbaren Hysterese haben. Von Interesse ist hierbei, wie sich die Hysterese-Ausprägung bei wechselnder Beanspruchung der Muskulatur für die einzelnen Muskeln verändert und welchen Einfluss die einzelnen variierenden Parameter der äußeren Bedingungen auf die Ausprägung einer möglich nachweisbaren Hysterese haben. Ebenso soll erforscht werden, ob einzelne untersuchte Muskeln Besonderheiten hinsichtlich der Hysterese-Ausprägung bei sich ändernden Parametern der äußeren Bedingungen aufweisen.

Diese durchgeführte Grundlagenforschung zum Koordinationsverhalten und Ansteuerungsverhalten der Rumpfmuskulatur unter dem Gesichtspunkt des Nachweises einer systematischen Hysterese ist auch deshalb von Bedeutung, da die Ergebnisse und Erkenntnisse besonders in weiteren Untersuchungen nützlich sein können. Vor allem für das Verständnis und die Erforschung der CURS können die gewonnenen Ergebnisse helfen, ein genaueres Verständnis über die Physiologie zu erhalten und somit schlussendlich auch präventiv und therapeutisch einen Nutzen beisteuern. Denn, so hat sich in Untersuchungen gezeigt, sind vor allem Defizite bzw. Abnormitäten im neuromuskulären Ansteuerungsverhalten, speziell in der tiefen Rückenmuskulatur, von großer Bedeutung in der Pathogenese der Volkskrankheit CURS (Hodges und Richardson 1998, Hodges und Richardson 1999, Anders et al. 2005).

## Hypothesen:

1. Eine signifikante Hysterese ist für die Rumpfmuskulatur bzw. für einzelne Rumpfmuskeln nachweisbar.
2. Eine größere Beanspruchung der Muskulatur hat einen Einfluss auf die Ausprägung der Hysterese (größere Beanspruchung = größere Hysterese).
3. Die äußeren Bedingungen haben einen Einfluss auf die Ausprägung einer möglich nachweisbaren Hysterese.
4. Die Startposition hat einen Einfluss auf die Ausprägung einer möglich nachweisbaren Hysterese.
5. Der Neigungswinkel hat einen Einfluss auf die Ausprägung einer möglich nachweisbaren Hysterese.
6. Die Rotationszeit hat einen Einfluss auf die Ausprägung einer möglich nachweisbaren Hysterese.
7. Die Drehrichtung hat einen Einfluss auf die Ausprägung einer möglich nachweisbaren Hysterese.

### **3 Material und Methoden**

Die durchgeführte Untersuchung wurde in der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie, Funktionsbereich Motorik, Pathophysiologie und Biomechanik, im Motorik-Labor des Kompetenzzentrums für Interdisziplinäre Prävention der Friedrich-Schiller-Universität Jena durchgeführt.

#### **3.1 Geräte**

Für die Untersuchung wurde das CTT Centaur – ein dreidimensionales, aktives und selbstbewegendes, computergestütztes Test- und Trainingsgerätesystem (CTT) – verwendet, welches von der Firma BFMC (Biofeedback Motor Control) hergestellt wird.

Das Gerät wurde an die Anthropometrie des Probanden angepasst, indem ein beweglicher Keil soweit zwischen den Beinen des Probanden hochgefahren wurde, dass die in fixem Abstand dazu befindliche Beckenfixierung mit der Crista iliaca abschloss (siehe Abb. 2.4). Danach wurde die Beckenfixierung auf die Beckenbreite angepasst und schließlich die Fixationsverschlüsse um Bauch und Oberschenkel geschlossen. Somit wurden die Probanden bis zur Hüfte fixiert, der Oberkörper blieb dabei frei beweglich. Die einzige Aufgabe bestand im Weiteren darin, diese aufrechte Körperhaltung während der gesamten Untersuchung beizubehalten. Dabei wurden die untersuchten Personen durch ein Bio-Feedback-System unterstützt, welches direkt im Blickbereich vor den Probanden angebracht wurde. Das CCT Centaur verfügte über ein über der Schulter der Probanden positionierbares Bügelsystem, welches über implementierte Kraftsensoren Abweichungen von der Ausgangsposition auf dem Display wiedergab. Mithilfe der Kraftsensoren konnten die Probanden ihre Körperposition in Echtzeit kontrollieren und ggf. korrigieren und somit die Längsachsenposition des Oberkörpers während der gesamten Rotation beibehalten.

Das CTT Centaur ermöglicht eine komplette 360° Rotation des Probanden um seine eigene Achse bei konstanter Geschwindigkeit. Für die Untersuchung wurden die äußeren Bedingungen, dargestellt durch Kippwinkel, Startposition, Drehgeschwindigkeit und Drehrichtung, variiert. Die spezifischen Parameter der äußeren Bedingungen des jeweiligen Bewegungsablaufes wurden individuell

randomisiert und waren für jeden Probanden in Hinsicht auf die vorkommenden Parameter der äußeren Bedingungen identisch.

Nachfolgend sind die einzelnen äußeren Bedingungen und deren variierbare Parameter aufgeführt.

### 1. Äußere Bedingung der Rotationszeit

Die Geschwindigkeit entspricht der Zeit in Sekunden, die das CTT Centaur für eine komplette 360°-Rotation benötigt. Es wurden zwei Zeitparameter festgelegt: 20 Sekunden und 30 Sekunden. Entscheidend für eine komplette und homogene Rotation um die eigene Achse des CTT Centaur ist die unveränderte Geschwindigkeit über die gesamte Rotationsdauer. Um dies zu erreichen, wurde ein Vor- und Nachlauf von 20° für die komplette Drehung einprogrammiert, um gerätebedingte Beschleunigungs- und Bremsvorgänge sicher auszuschließen. Dadurch ergab sich eine Gesamtrotation von 400° für das CTT Centaur.

### 2. Äußere Bedingung des Neigungswinkels

Der Neigungswinkel bezeichnet den Kippwinkel des CTT Centaur für die Dauer einer vollständigen Rotation um die eigene Achse. Es wurden Winkelparameter von 15°, 30°, 49° festgelegt. Hierbei entsprechen die Winkel, in aufsteigender Reihenfolge, einem relativen Oberkörpergewicht von 25 %, 50 % und 75 %.

### 3. Äußere Bedingung der Startposition

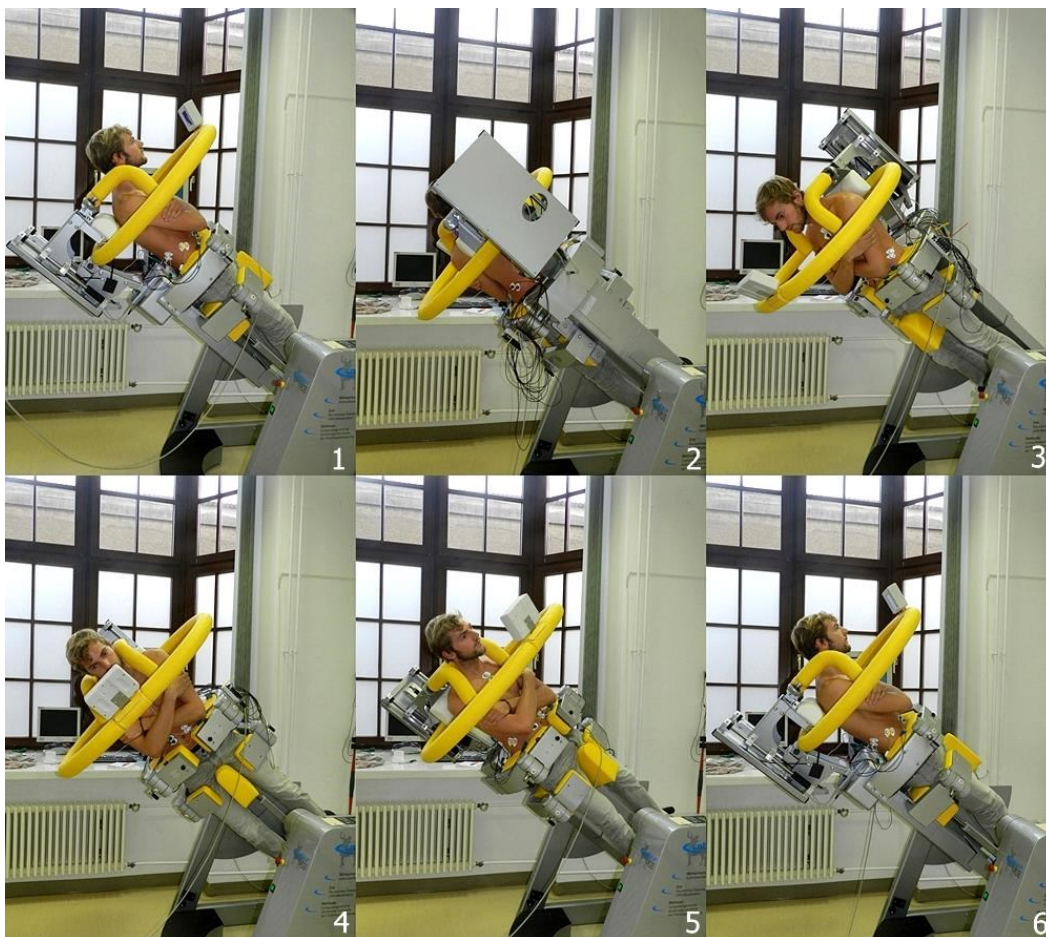
Die Startposition der Rotation bezieht sich auf eine ideale Kippung in der Sagittalebene bei festgelegtem Kippwinkel. Die Vorkippung entspricht einer Startposition von 0°, während die Rückkippung einer Startposition von 180° entspricht.

Jeder Bewegungsablauf des CTT Centaur begann in Linksdrehung, gefolgt von einer Rechtsdrehung. Zwischen Links- und Rechtsdrehung erfolgte eine Pause von zehn Sekunden, in der das Gerät zurück in die vertikale Position gefahren wurde.

Durch die Rotation des CTT Centaur um seine eigene Achse bei verschiedenen äußeren Bedingungen erfährt der Körper eine kontinuierliche Änderung seiner Rotationslage im Gravitationsfeld. Die geforderte Stabilisierung des Oberkörpers in

Längsachse bei fixiertem Unterkörper (siehe Abbildung 3.1) wird dabei durch die Aktivierung der Rumpfmuskulatur kompensiert. Durch die verschiedenen programmierten Bewegungsabläufe kommt es somit zu einer sich ändernden Beanspruchung der Rumpfmuskulatur, die mithilfe von Elektroden abgeleitet und gemessen werden kann.

Durch die kontinuierliche Stabilisierung des Oberkörpers wird die Rumpfmuskulatur unter den dynamischen Bedingungen der Rotation fortlaufend isometrisch kontrahiert. Somit ist es möglich, eine Aussage über das Hysterese-Verhalten der Rumpfmuskulatur unter isometrischen Bedingungen bei verschiedenen Bewegungsabläufen treffen zu können.



**Abbildung 3.1** Darstellung der Dynamikmessung – Durchführung einer kompletten Rotation des CCT Centaur um die eigene Achse (Bilder 1-6). Der Körper des Probanden erfährt eine kontinuierliche Änderung seiner Rotationslage im Gravitationsfeld bei einem festgelegten Kippwinkel (hier: 30°). Die geforderte Stabilisierung des Oberkörpers in Längsachse bei fixiertem Unterkörper wird dabei durch die Aktivierung der Rumpfmuskulatur kompensiert.

### 3.2 Probanden

An der Untersuchung nahmen 40 gesunde Personen im Alter zwischen 22 und 62 Jahren teil. Davon waren 19 Frauen und 21 Männer (Tabelle 3.2). Die Teilnahme an der Versuchsreihe erfolgte auf freiwilliger Basis und nach Aufklärung über den Ablauf der Untersuchung. Von allen Teilnehmern wurde eine schriftliche Einverständniserklärung unterschrieben und abgegeben.

Die Teilnehmer wiesen anamnestisch und nach grob-orientierender Untersuchung keine klinisch relevanten Krankheiten/Verschädigungen auf, weder den Bewegungsapparat, noch kardiopulmonale Erkrankungen betreffend. Die Probanden sollten einen möglichst repräsentativen Querschnitt der gesunden Normalbevölkerung widerspiegeln.

Die Anforderungen an die Probanden waren neben dem guten gesundheitlichen Zustand ein BMI (Body Mass Index) im Normbereich ( $< 30\text{kg/m}^2$ ). Des Weiteren durfte die Größe des Probanden nicht 150 cm unterschreiten und 195 cm überschreiten, da dies die Positionierung der Versuchsperson im CCT Centaur erschwert hätte und somit zu unkalkulierbaren Änderungen der Messwerte geführt hätte.

Zu den weiteren Ausschlusskriterien zählten:

- chronische Rückenschmerzen
- Wirbelsäulenoperationen
- Wirbelsäulendeformitäten
- künstliche Gelenke
- Herzerkrankungen
- Schwangerschaft

Zusätzlich wurden weitere anthropometrische Daten ermittelt.



<b>Merkmalsausprägung der Stichprobe</b>				
	Alter in Jahren	Gewicht [kg]	Größe [cm]	BMI in kg/m <sup>2</sup>
<b>Gesamt (n=40)</b>				
Median	24,0	65,1	174,0	22,3
Ob. Q.	2,0	8,1	6,0	1,3
Unt. Q.	1,0	3,5	4,0	1,5
<b>Frauen (19)</b>				
Median	24,0	60,5	170,0	21,4
Ob. Q.	1,0	3,8	3,0	1,1
Unt. Q.	1,0	2,5	2,0	0,7
<b>Männer (21)</b>				
Median	25,5	72,9	180,0	22,6
Ob. Q.	2,8	3,3	1,3	1,4
Unt. Q.	1,8	5,5	5,3	0,9

**Tabelle 3.1** Merkmalsausprägung der Stichprobe. Ob. Q./unt.Q. entspricht dem Abstand Median zum oberen bzw. unteren Quartil

### 3.3 Versuchsvorbereitung

Die wichtigsten für das OEMG zugänglichen Muskeln des ventralen Teils der Rumpfmuskulatur sind der M. rectus abdominis, der M. obliquus internus und der M. obliquus externus. Zu den untersuchten Muskeln der dorsalen Rumpfmuskulatur gehören die autochthonen Muskeln M. iliocostalis, M. multifidus und M. erector spinae (pars longissimus) (Voss 1979).

Alle Probanden trugen für die Versuchsreihe Sportbekleidung. Bei der Probandengruppe der Männer erfolgte die Messung mit freiem Oberkörper. Die Frauen trugen ein entsprechendes Oberteil, welches den Rumpfbereich frei ließ, um ein einfaches Befestigen der Elektroden auf der Haut zu gewährleisten. Des Weiteren ermöglichte diese Bekleidung eine verminderte Störanfälligkeit durch Berührung, Abrieb und Lockerung und verhinderte dadurch eine ungewünschte Beeinflussung der Elektrodenableitungen. Durch die freiliegenden Elektroden auf der Rumpfmuskulatur war es möglich den einwandfreien Sitz der Elektroden ständig zu überprüfen, ggf. zu korrigieren und somit das Auftreten von Messfehlern zu minimieren.

Nach Aufklärung und schriftlicher Zustimmung der Teilnehmer wurden bei jedem Probanden ausgewählte anthropometrische Daten (Anhang – Untersuchungsprotokoll) ermittelt und in das jeweilige Datenblatt eingetragen.

Anschließend wurden die Elektrodenpositionen der zu messenden ventralen und dorsalen Rumpfmuskulatur (Abbildung 2.5 und 2.6) mit einem wasserfesten Stift markiert, was nach internationalen Vorgaben SENIAM (Hermens et al. 1999, Ng et al. 1998) anhand der definierten anatomischen Landmarken (De Foa et al. 1989) geschah. Diese Prozedur wurde immer durch die gleiche erfahrene Person durchgeführt, um somit die Entstehung von Messungenauigkeiten zu verhindern.

Neben dem Anbringen der Elektroden an der Rumpfmuskulatur wurden außerdem zwei Oberflächenelektroden entlang der Herzachse angebracht, um eine EKG-Ableitung zu erhalten.

Zur weiteren Vorbereitung wurden die zuvor markierten Elektrodenpositionen auf der Haut mithilfe einer abrasiven Peeling-Creme (Epicont, GE Healthcare) von der oberen Hornhautschicht befreit. Außerdem wurden behaarte Körperareale im Gebiet der Elektrodenapplikation rasiert, um somit sowohl eine geringe Impedanz als auch einen guten Halt der Elektroden zu gewährleisten.

Die bipolaren Silber/Silberchlorid-Gelelektroden (H93 SG Arbo, Deutschland), welche eine kreisrunde Ableitfläche von 1,6 cm Durchmesser besaßen, wurden parallel zur anatomischen Faserrichtung der zu untersuchenden Muskeln ausgerichtet. Der Abstand zwischen beiden Elektroden betrug 2,5 cm.

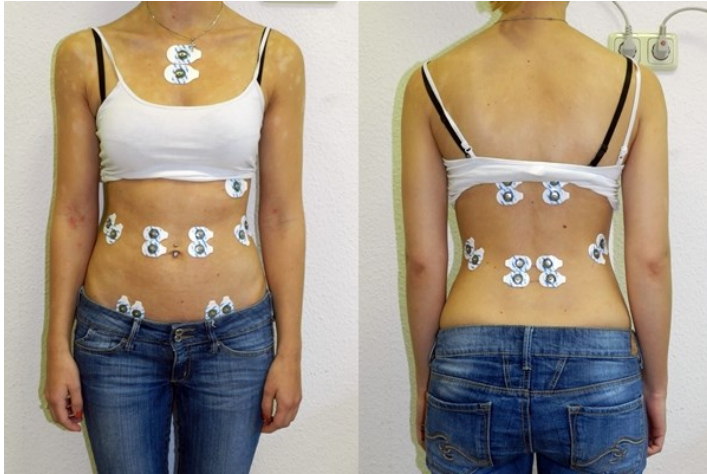
Im Anschluss wurden die Verstärkerkabel der Muskel- und EKG-Elektroden an einen Analog-Digital-Wandler (ToM – Tower of Measurement, 24 bit, DeMeTec, Deutschland) angeschlossen. Es wurde darauf geachtet, dass die Verbindungskabel zwischen Verstärker und Elektroden keinen Zugkräften ausgesetzt waren. Hierfür wurden die Kabel mithilfe von Kabelbindern fixiert.

Zusätzlich wurden simultan mit den EMG-Daten Messwerte für Kippung, Rotation und Kraft miterfasst. Mithilfe dieser Kanäle war es möglich, zeitsynchron zum gemessenen EMG die genaue Lageinformation des CCT Centaur aufzuzeichnen und folgend genaue Aussagen über Position und Winkel zum jeweiligen Zeitpunkt während der Rotation zu treffen.

Abschließend wurde die Elektrodenapplikation hinsichtlich korrekter Positionierung optisch und durch Begutachtung der EMG-Signalhomogenität/-beschaffenheit mittels der Software GJB -Erfassung (GJB Datentechnik Langewiesen, Deutschland) am PC nochmals überprüft. Während der Untersuchung wurden alle OEMG-Aufzeichnungen hinsichtlich Signalaktivität, 50-Herz-Einstreuungen und Grundlinienschwankungen visuell überwacht. Es erfolgte außerdem immer eine Fotoaufnahme der Elektrodenpositionierung jedes einzelnen Probanden.

Muskel	Lokalisation
Rectus abdominis li.+ re.	Kaudale Elektrode Höhe Nabel, 4cm von Mitte, vertikal
Obliquus internus li. + re.	Mediale Inguinalfalte, Höhe SIAS, horizontal
Obliquus externus li. + re.	Unterhalb tiefster Punkt Rippenbogen, auf Linie von dort zu kontralateralem Tuberculum pubicum, direkt an Rippenbogen
ES (Iliocostalis li. + re.)	Höhe L2, medial d. Linie SIPS-Unterkante Rippenbogen
Multifidus li. + re.	Höhe L5, 1cm medial der Linie SIPS – L1/L2 Zwischenraum
ES (Pars Longissimus li. + re.)	Höhe L1 2 Finger lat. des Proc. Spinosus auf Muskelbauch, nach kranial
EKG	direkt in Herzachse, mit Erde
Kippung Rotation Kraft x: (vor- zurück) Kraft y: (seitlich)	Direkt in ToM

**Abbildung 3.2** Positionen der EMG-Elektroden anhand der anatomischen Landmarken (Ng et al. 1998, Hermens et al. 1999)



**Abbildung 3.3** *Elektrodenpositionierung anterior/posterior am Probanden*

### **3.4 Versuchsablauf**

Die Untersuchung wurde in zwei Hauptteile gegliedert. Der erste Teil umfasste Referenzmessungen in Ruhe, welches im Folgenden als „statische Untersuchung“ bezeichnet wird. Den Hauptteil der Untersuchung stellte die „dynamische Untersuchung“ dar.

#### **3.4.1 Statische Untersuchung**

Die statische Untersuchung bezeichnete die sog. „Referenzmessungen in Ruhe“. Diese wurden nacheinander in zwei verschiedenen Formen durchgeführt, jeweils mit einer Messdauer von 20 Sekunden.

Zunächst erfolgte der Typ 1 der „Referenzmessung in Ruhe“. Diese Ruhemessung wurde in entspannter aufrechtstehender Haltung auf ebener Unterfläche mit herunterhängenden Armen und faustbreit voneinander entfernten Füßen mit einer Zehenausrichtung nach lateral ausgeführt. Der Teilnehmer wurde instruiert, den Blick geradeaus zu richten und beide Beine gleichmäßig zu belasten.

Anschließend folgte Typ 2 der „Referenzmessung in Ruhe“. Der Proband wurde aufgefordert, eine definierte Armhaltung einzunehmen, bei der die Arme vor der Brust gekreuzt werden mussten. Fußhaltung und Kopfposition entsprachen der ersten „Referenzmessung in Ruhe“.

Danach wurde der Proband im CTT Centaur positioniert. Nach Fixierung im CTT Centaur und Überprüfung der Elektrodenpositionen erfolgte erneut eine Ruhemessung in Form von Typ I+II.

### **3.4.2 Dynamische Untersuchung**

Die gekreuzte Armhaltung der zweiten Ruhemessung wurde auch für alle dynamischen Messungen eingenommen. Ziel der festgelegten Armhaltung war es, eine unkontrollierte Bewegung der Arme während der dynamischen Messung und somit Abweichungen des wirkenden Drehmomentes zu verhindern.

Nach Überprüfung der Elektrodenpositionierung und -befestigung, als auch der abgeleiteten EMG-Signale, erfolgte im Anschluss an die Ruhemessungen die Ausführung der randomisierten Bewegungsabläufe im CTT Centaur.

Die Kombination der einzelnen Parameter der drei äußeren Bedingungen (Kippwinkel, Startposition, Rotationszeit) ergab eine Gesamtanzahl von 12 möglichen Bewegungsabläufen. Die Reihenfolge der Realisierung dieser Bewegungsabläufe erfolgte nach einem randomisierten Ablaufplan. Jeder einzelne der 12 Bewegungsabläufe begann mit Linksdrehung des CTT Centaur, gefolgt von einer vollständigen Rechtsdrehung. Daraus ergaben sich für jeden Probanden 24 Einzelabläufe mit verschiedenen Parametern.

Zur Illustration eines einzelnen randomisierten Untersuchungsablaufes siehe Protokoll im Anhang (Anhang - Untersuchungsprotokoll).

### **3.5 Signalleitung**

Die Aufzeichnung der gemessenen Muskelaktivität erfolgte mittels bipolarer Ableitung. Dabei wurde das Eingangssignal aller Elektrodensignale um den Faktor 1000 verstärkt (10 Hz-500 Hz, 3dB/Decade, Biovision, Werheim). Die Verstärker besaßen eine Eingangsimpedanz von 10 GOhm. Die Wandlung des analogen Messsignals in ein digitales Signal geschah mittels eines Analog-Digital-Wandlers (ToM – Tower of Measurement, 24 bit, DeMeTec, Deutschland). Die Wandlungsrate betrug 2000/s und die Auflösung 0,6µV/Bit. Die OEMG-Rohdaten wurden mit einem Anti-Aliasing Filter (-1000dB, Abtastrate/2) durch den ToM tiefpassgefiltert. Die Daten wurden auf dem Messrechner gespeichert und im Weiteren offline weiterverarbeitet. Die Aufzeichnung und weitere Bearbeitung der Messungen wurde mittels PC-Software der Firma GJB („Erfassung“ und „ATISAPro“, GJB Datentechnik Langewiesen, Deutschland) durchgeführt. Ermöglicht wurde die weitere Bearbeitung durch eigens erstellte ProgrammROUTINEN innerhalb der MATLAB-Umgebung

(MATLAB, The MathWorks, Natick, USA), die vom FB Motorik der Friedrich-Schiller-Universität Jena entwickelt wurden.

### **3.6 OEMG-spezifische Signalverarbeitung**

Zur Minimierung der technischen Störeinflüsse wurden verschiedene Filter angewandt. Durch die Eliminierung der niederfrequenten Störeinflüsse mittels 20-Hz-Hochpassfilter (Anders 1999) konnten neben Bewegungsartefakten (langsame Schwankungen) auch niederfrequente EKG-Einflüsse (T-Welle) beseitigt werden. Außerdem wurden die Roh-OEMG-Daten einer Tiefpassfilterung mit 400 Hz zur Eliminierung hochfrequenter Störeinflüsse unterzogen, da der erwartete Hauptteil der auftretenden Frequenzen der gemessenen Muskelaktivitäten in einem Bereich unterhalb von 150 Hz liegt (Konrad 2005). Ein Bandreject-Filter mit einem Frequenzbereich von 50 Hz und Vielfachen wurde zur Eliminierung möglich auftretender Einflüsse von Netzspannungsartefakten verwendet.

Des Weiteren wurden alle bandpassgefilterten OEMG-Signale einer Bearbeitung mittels EKG-Template-Algorithmus unterzogen. Aufgrund der sich überlappenden Frequenzbereiche von EKG (35-100 Hz) und EMG (5-700 Hz) (Drake und Callaghan 2006) ist es notwendig, die EKG-Signale aus den OEMG-Signalen zu entfernen, um somit eine Kontamination der EMG-Kurven durch EKG-Artefakte zu verhindern (Allison 2003). Vor allem die EKG-Spitzen (QRS-Komplex) sind bedingt durch hohe Frequenzanteile besonders bei Messungen am Oberkörper problematisch und sollten daher beseitigt werden (Allison 2003). Dieser Bearbeitungsschritt wurde mit der Computersoftware MATLAB durchgeführt. Es erfolgte eine semiautomatische Detektion und Markierung der R-Zacke des QRS-Komplexes. Anschließend wurden die einzelnen Markierungen visuell auf Richtigkeit geprüft. Fehlerhafte und/oder fehlende Markierungen der R-Zacke wurden manuell mit ATISAPro korrigiert.

Mithilfe der detektierten Events, den EKG-Artefakten, wurden nachfolgend separat für jeden abgeleiteten Kanal Templates im Bereich von  $\pm 100$  ms vom detektierten Ereignis berechnet und zu diesen Zeitpunkten vom Originalsignal abgezogen. Durch die zusätzliche Anwendung einer speziellen Gewichtung mittels Cosinus-Fenster konnte die Entstehung neuer Artefakte im Template-Randbereich ausgeschlossen werden (Mörl et al. 2010).

Die Quantifizierung der so vorbereiteten OEMG-Daten erfolgte als RMS (engl.: root mean square) mit einem Mittelungsfenster von 250 ms.

### **3.7 Parameter der Amplitudencharakterisierung**

Die physikalische Größe der Amplitude beschreibt die maximale Auslenkung einer Oszillation bzw. einer Welle aus der Ruhelage (Stöcker und Best 2007). Sie wird vor allem durch die Anzahl der feuernenden motorischen Einheiten bestimmt, die sich in der Nähe zur ableitenden Elektrode befinden. Ist eine erhöhte Anzahl motorischer Einheiten aktiv, so kann eine erhöhte Potentialfrequenz, bedingt durch eine nicht-synchrone elektrische Aktivität, registriert werden (Schmidt et al. 2007b).

Für die Untersuchung wurden die zeitabhängigen Parameter RMS und Koordinationsmuster verwendet.

#### **3.7.1 RMS**

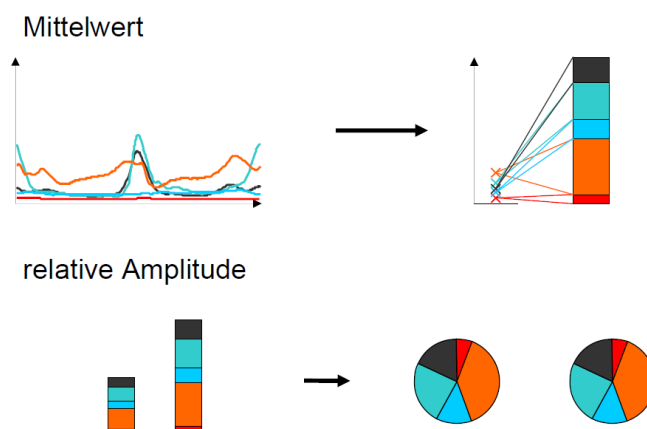
Aufgrund der stochastischen Natur des EMG-Signales und der zufälligen Charakteristik des EMG, bedingt durch nicht-reproduzierbare Amplitudenspitzen, ist die Entstehung von Signalschwankungen immanent. Aufgrund dessen ist die Anwendung von digitalen Glättungsverfahren zur Minimierung dieser auftretenden Variabilität unabdingbar (Konrad 2005). Der derzeit bevorzugt angewandte Glättungsalgorithmus ist der RMS-Algorithmus (engl.: root mean square value, Wurzel der mittleren quadrierten Signalamplitude über den betrachteten Zeitraum) (Pfeifer et al. 2003). Dieser charakterisiert die Amplitude einer bipolaren OEMG-Ableitung (Basmaijan und De Luca 1985, De Luca und Knaflitz 1992, Anders 1999) und kann als Maß für die Anzahl der rekrutierten motorischen Einheiten angesehen werden (McGill 2004). Mithilfe des RMS-Algorithmus wird eine Quantifizierung der Intensität und Dauer des elektrischen Signales durchgeführt, da dieses Glättungsverfahren die physiologische Aktivität einer motorischen Einheit während der Kontraktion reflektiert (Fukuda et al. 2008). Mit diesem Glättungsverfahren ist es möglich, den gemittelten Signaltrend der Amplitude darzustellen, ohne Beeinflussung der nun eliminierten stochastischen Natur des EMG-Signales. Faktoren wie die Anzahl der rekrutierten motorischen Einheiten und deren Entladungsrate, die Kurvenform der Aktionspotentiale, als auch der Auslöschungsanteil von sich überlagernden Signalen beeinflussen das RMS-Signal jedoch individuell in seiner Ausprägung. Die Leitungsgeschwindigkeit der Muskelfasern, die Depolarisationszone der Membran sowie die Positionierung der Elektroden auf dem Muskelbauch haben

wiederum Einfluss auf die Form des Aktionspotentials und sind Faktoren, die das RMS-Signal prägen und beeinflussen.

### 3.7.2 Intermuskuläres Koordinationsmuster

Die Erstellung eines Koordinationsmusters aus den OEMG-Daten ermöglicht im Gegensatz zur RMS eine individuelle und interindividuelle Vergleichbarkeit der gemessenen Daten. Aufgrund der beschriebenen Einflussfaktoren des EMG-Signals und der dadurch entstehenden Amplitudendifferenzen ist es nicht ohne weiteres möglich, die gewonnenen RMS-Daten für einzelne Muskeln und Probanden miteinander zu vergleichen. Diese Eigenschaft der OEMG-RMS-Daten stellt ein Hauptproblem für einen nötigen Vergleich der Daten dar (Preece et al. 1994) und erfordert daher eine Normierung der Amplitudenunterschiede. Dies geschieht über die Erstellung eines Koordinationsmusters.

Die Normierung der Amplitude wurde über die Berechnung der Summe aller RMS-Werte eines Probanden durchgeführt. Mit Erhalt der RMS-Summe ließ sich folgend der Anteil jedes Muskels prozentual zu diesen 100 Prozent der RMS berechnen und darstellen (siehe Abbildung 3.4). Durch diese Methode war ein Vergleich zwischen verschiedenen Probanden möglich, da nun jede Muskelamplitude in ein Verhältnis zum RMS-Summensignal gestellt wurde. Des Weiteren war der Vergleich einzelner Bewegungsabläufe mit unterschiedlichen Belastungssituationen durch dieses Vorgehen möglich und folgend ließ sich eine konkrete Analyse und Aussage über das Koordinationsverhalten der Rumpfmuskulatur treffen.



**Abbildung 3.4 (Lesser 2011)** Darstellung des Prinzips des intermuskulären Koordinationsmusters, dargestellt als relative Amplitudenwerte



## **3.8 Allgemeine Signalverarbeitung und Analyse der dynamischen Daten**

### **3.8.1 Überblick**

Die Signalverarbeitung wurde mit der PC-Software MATLAB (The Mathworks, USA) und ATISAPro (GJB Datentechnik Ilmenau, Deutschland) durchgeführt.

Um eine systematisch nachweisbare Hysterese (qualitative Ergebnisse) und eine nachweisbare Hysterese (quantitative Ergebnisse) unter isometrischen Bedingungen für die einzelnen Bewegungsabläufe der Muskeln identifizieren zu können, mussten die korrespondierenden Winkelabschnitte der beiden einzelnen Rotationshälften, wobei jede Rotationshälfte  $180^\circ$  der kompletten Bewegungsphase von  $360^\circ$  ausmachte, miteinander verglichen werden. Außerdem musste eine Mittelung des Amplitudenparameters aus linkem und rechtem Muskelanteil vorgenommen werden, da immer die OEMG-Daten paariger Muskeln erhoben wurden, jedoch das Hysterese-Verhalten des gesamten Muskels identifiziert werden sollte. Durch das „Pooling“ der Muskeln konnten somit die seitenbezogenen Einflüsse eliminiert werden.

### **3.8.2 Einheitliche Darstellung und zeitliche Normierung**

Zunächst mussten die zeitlich relevanten Abschnitte einer jeden Amplitudenverlaufskurve markiert werden, um eine einheitliche Bearbeitung und Analyse zu gewährleisten. Dieser Bearbeitungsschritt erfolgte mithilfe des Computerprogramms ATISAPro. Hierbei wurde der Rotationskanal eines jeden Bewegungsablaufes angewählt und entsprechend des jeweiligen Startpunktes der Bereich vom Anfang bis zum Ende der Messung mit einem Marker versehen.

Im nächsten Schritt wurde eine zeitliche Normierung der Amplitudenverlaufskurven vorgenommen. Ziel dieser Normierung war es, verschiedene Amplitudenverlaufskurven, unabhängig von ihrer Rotationsdauer, vergleichbar zu machen. Um Amplitudenverlaufskurven unterschiedlicher Bewegungsabläufe miteinander vergleichen zu können, wurde jede Verlaufskurve, bestehend aus einem gesamten Winkelumfang von  $360^\circ$ , durch Unterteilung in einzelne Winkelabschnitte aufgeteilt. Die Normierung wurde hierbei mit einer Auflösung von 0,5 % vorgenommen – dies entspricht einer Anzahl von 201 Winkelabschnittsbereichen mit einer jeweiligen Größe von  $1,8^\circ$  bei einem kompletten Rotationsbereich von  $360^\circ$ . Die 100 Winkelabschnittsbereiche der ersten Rotationshälfte – dem "Hinweg" der

Rotation – konnten nun direkt mit den 100 korrespondierenden Winkelabschnittsbereichen der zweiten Rotationshälfte - dem "Rückweg" der Rotation – verglichen werden.

### **3.8.3 Amplitudenparameter – RMS und Koordinationsmuster**

Für die Bearbeitung und Analyse der Amplitudenverlaufskurven wurden die RMS und das Koordinationsmuster als Amplitudenparameter verwendet. Die RMS bezeichnet die absoluten Werte und fand bei der Fragestellung nach der Identifikation einer Hysterese Anwendung, als auch bei der anschließenden Frage nach dem Einfluss der äußeren Bedingungen auf die Ausprägung einer möglich nachweisbaren Hysterese. Das Koordinationsmuster bezeichnet die relativen Werte, als Prozentwerte vom vorkommenden Maximum der jeweils betrachteten Situation. Der Vorteil dieses normierten Amplitudenparameters liegt in der Minimierung der hohen interindividuellen Streuung, die bei Anwendung der absoluten Werte (RMS-Werten) nicht berücksichtigt wird. Insbesondere jedoch ermöglicht die Anwendung des Koordinationsmusters den Ausgleich unterschiedlicher Amplitudenniveaus und Amplitudendifferenzen. Dies gilt vor allem für den Vergleich von Bewegungsabläufen, die sich im Kippwinkel unterscheidenden, bei denen aufgrund der unterschiedlich auftretenden Belastungen mit verschiedenen Beanspruchungs- und EMG-Niveaus gerechnet wurde.

### **3.8.4 Pooling der Muskelanteile**

Grundlage und Voraussetzung für die Bearbeitung und Analyse der Dynamikdaten war das Pooling der einzelnen Muskelanteile, was durch die Mittelung der Amplitudenwerte von rechtem und linkem Muskelanteil eines jeden Muskels erreicht wurde. Folglich wurden nur noch 6 Muskeln betrachtet. Das Pooling der Muskelanteile ist essentiell, da eine systematische Hysterese nur identifiziert werden kann, wenn die Muskelanteile als Einheit betrachtet werden. Hysterese beschreibt dabei, in Abhängigkeit des durchgeführten Bewegungsablaufes, die Abweichung der ansteuerungsabhängigen Vektorlage der summierten Muskelanteile. Die Mittelung beider Muskelanteile erfolgte für alle 201 Winkelabschnitte aller 24 Bewegungsabläufe und wurde im Amplitudenparameter RMS und Koordinationsmuster angegeben.

### **3.9 Spezifische Datenverarbeitung – Identifikation Hysterese**

#### **3.9.1 Überblick**

Der mögliche Nachweis einer systematisch nachweisbaren (qualitative Ergebnisse) und einer nachweisbaren Hysterese (quantitative Ergebnisse) unter isometrischen Bedingungen wurde mithilfe der gewonnenen Daten der Amplitudenverlaufskurven beantwortet. Jeder der 24 Bewegungsabläufe eines gemittelten Muskels wurde einzeln betrachtet, um somit eine muskelspezifische Aussage über das Auftreten und die Ausprägung der möglich nachweisbaren Hysterese unter den verschiedenen äußeren Bedingungen treffen zu können. Der Nachweis einer möglichen Hysterese für die einzelnen Bewegungsabläufe wurde sowohl mit den Absolutwerten (RMS) als auch den Relativwerten (KM) berechnet und analysiert.

#### **3.9.2 Vergleich korrespondierender Winkelabschnittsbereiche**

Für die Amplitudenverlaufskurven aller Bewegungsabläufe wurde zunächst der gemittelte Amplitudenverlauf (RMS-Werte) als Ausgangs-Amplitudenparameter über den Zeitraum einer kompletten Rotation eines jeden Muskels ermittelt. Dies geschah für jeden der 40 Probanden.

Um das Auftreten einer Hysterese in einem Bewegungsablauf nachzuweisen, wurden die einzelnen 100 Winkelabschnittsbereiche des Hinwegs mit den korrespondierenden 100 Winkelabschnittsbereichen des Rückwegs der Amplitudenverlaufskurve auf Abweichung im Amplitudenparameter der RMS, als auch auf prozentuale Unterschiede im Amplitudenparameter des Koordinationsmusters untersucht. Unterschieden sich korrespondierende Winkelabschnitte der Rotation von Hin- und Rückweg, das heißt, es bestand eine Differenz im Amplitudenparameter der korrespondierenden Winkelabschnitte – die Differenz war ungleich null – so war eine Hysterese für den jeweiligen korrespondierenden Winkelabschnitt identifiziert. Ein Wert von null dagegen zeigte an, dass keine Differenz zwischen den korrespondierenden Winkelabständen vorhanden war, folgend war auch keine Hysterese für den vergleichenden Winkelabschnittsbereich des Hin- und Rückwegs nachzuweisen. Durch diesen direkten Vergleich im Amplitudenparameter der korrespondierenden Winkelabschnitte von je  $1,8^\circ$  wurden 100 Vergleichswerte errechnet. Jeder der einzelnen 100 Werte beschreibt einen Differenzwert, errechnet aus dem Vergleich

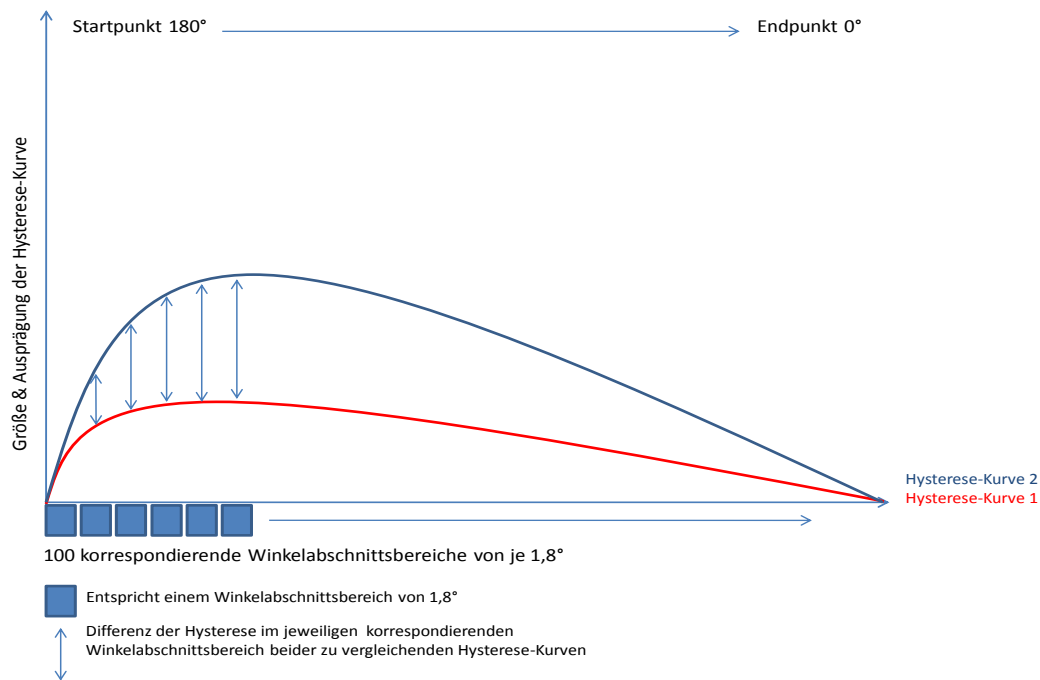
der Amplitudenparameter zwischen den korrespondierenden Winkelabschnitten eines gemittelten Muskels.

### **3.10 Spezifische Datenverarbeitung – Einfluss der äußeren Bedingungen auf die Ausprägung einer möglich nachweisbaren Hysterese**

#### **3.10.1 Überblick**

Die zweite Fragestellung beschäftigte sich mit dem Einfluss der äußeren Bedingungen auf die Ausprägung einer möglich nachweisbaren Hysterese.

Die einzelnen Hysterese-Kurven ermöglichten eine Aussage hinsichtlich einer systematisch nachweisbaren Hysterese (qualitative Ergebnisse) und einer nachweisbaren Hysterese (quantitative Hysterese) für den jeweiligen Bewegungsablauf. Durch den direkten und systematischen Vergleich der Differenzen im Amplitudenparameter verschiedener Hysterese-Kurven konnte der Einfluss der äußeren Bedingungen auf die Ausprägung einer möglich nachweisbaren Hysterese festgestellt werden. Für die Analyse wurden die nachweisbaren Differenzen, angegeben im Amplitudenparameter RMS und Koordinationsmuster, zwischen Hin- und Rückweg einer Hysterese-Kurve eines jeden Winkelabschnitts mit den korrespondierenden Abschnitten der zu vergleichenden Hysterese-Kurve systematisch auf signifikante Abweichungen untersucht (siehe Abbildung 3.5). Hierbei war nicht von Bedeutung, ob eine der beiden Hysterese-Kurven eine signifikante Hysterese aufweist und wie groß diese gegebenenfalls ist. Für die Ermittlung des Einflusses der äußeren Bedingungen auf eine möglich nachweisbare Hysterese war lediglich von Interesse, ob ein systematischer Unterschied im jeweiligen Amplitudenparameter zwischen den vergleichenden Winkelabschnitten der Kurven besteht und die mögliche Größe des Unterschieds. Bedingt durch die Hysterese-Kurven gemittelter Muskeln war bei der Untersuchung der Einfluss der äußeren Bedingungen auf die Ausprägung einer möglich nachweisbaren Hysterese die Drehrichtung nicht von Bedeutung. Es wurden nur die Einflüsse von Startposition, Kippwinkel und Rotationszeit auf eine möglich nachweisbare Hysterese hin untersucht.



**Abbildung 3.5** Schematische Darstellung - Vergleich korrespondierender Winkelabschnittsbereiche zweier zu vergleichender Hysteresis-Kurven eines Muskels mit einem Startpunkt von 180°

Für den direkten und systematischen Vergleich unterschiedlicher Hysteresis-Kurven, die sich in nur einer äußeren Bedingung voneinander unterscheiden, mussten die variierenden Startpositionen der Bewegungsabläufe in der Analyse berücksichtigt werden. Die unterschiedlich festgelegten Startpositionen beeinflussen das Koordinationsmuster und Aktivierungsverhalten der Rumpfmuskulatur innerhalb einer Rotation und machten daher eine Bearbeitung der Hysteresis-Kurven erforderlich.

### 3.10.2 RMS und Koordinationsmuster

Wie bereits erläutert, war es wichtig, die unterschiedlichen Amplitudenniveaus und Amplitudendifferenzen zu berücksichtigen (Amplitudenparameter – RMS und Koordinationsmuster). Aufgrund dessen musste für den direkten Vergleich verschiedener Hysteresis-Kurven neben dem Amplitudenparameter RMS der normierte Amplitudenparameter des Koordinationsmusters (KM) angewandt werden.

### 3.10.3 Modifikation der Bewegungsabläufe

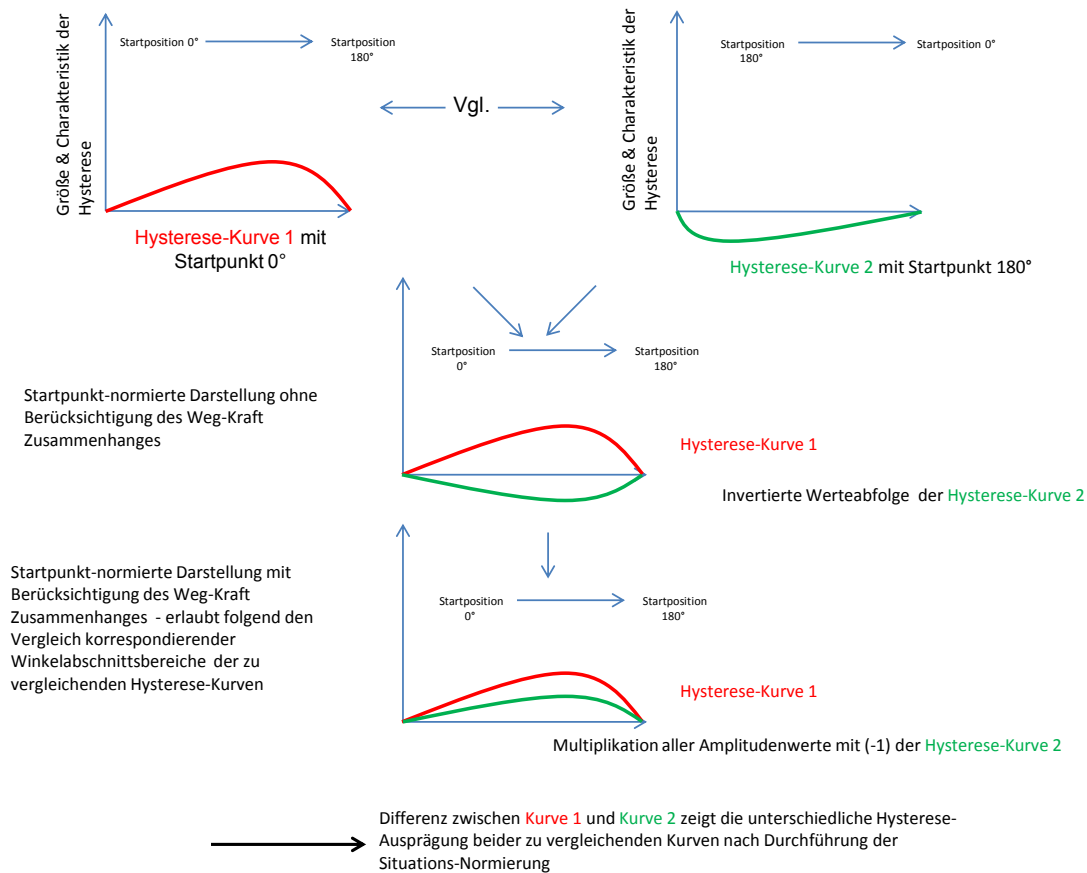
Um Hysteresis-Kurven unterschiedlicher Bewegungsabläufe auf den Einfluss der Parameter einer möglich nachweisbaren Hysteresis untersuchen zu können, musste die Startposition von zwei zu vergleichenden Kurven identisch sein. Je nach Startpunkt der Rotation des CTT Centaur unterscheidet sich das Aktivierungs- und Ansteuerungsverhalten der abgeleiteten ventralen und dorsalen Rumpfmuskulatur

und macht somit einen direkten Vergleich zweier Hysterese-Kurven mit unterschiedlicher Startposition unmöglich. Daher war ein Bearbeitungsschritt erforderlich, der die Hysterese-Kurven situationsnormiert darstellt und somit eine Vergleichbarkeit zwischen den Daten herstellt. Durch die durchgeführte Situationsnormierung einer der beiden zu vergleichenden Hysterese-Kurven konnten Hysterese-Kurven mit ursprünglich unterschiedlicher Startposition auf signifikante Abweichung voneinander untersucht werden und somit die Einflüsse einzelner äußerer Bedingungen auf eine mögliche Hysterese festgestellt werden.

Die Normierung der Startposition einer Hysterese-Kurve erfolgte durch zwei Bearbeitungsschritte. Neben einer Invertierung der Matrix der Verlaufskurve im ersten Schritt musste nachfolgend der unterschiedliche Weg-Kraft-Zusammenhang berücksichtigt und modifiziert werden.

Zunächst wurde eine Invertierung der Werteabfolge der Amplitudenparameter eines jeden Winkelabschnittes einer Hysterese-Kurve vorgenommen. Durch die Invertierung konnte eine identische Startposition beider zu vergleichender Hysterese-Kurven hergestellt werden, jedoch musste anschließend der außerdem bestehende Unterschied im Weg-Kraft-Zusammenhang zwischen beiden Kurven berücksichtigt werden. Der Weg-Kraft-Zusammenhang beschreibt hierbei den Grad der Muskelbeanspruchung der ventralen und dorsalen Muskulatur bei fortlaufender Rotation abhängig von der ausgewählten Startposition. Die Startposition hat Einfluss darauf, ob der ventrale oder dorsale Teil der Rumpfmuskulatur bei Beginn der Rotation eine Zunahme in seiner Beanspruchung erfährt oder die Muskulatur aus maximaler Beanspruchung heraus startet und bei fortlaufender Rotation in ihrer Beanspruchung abnimmt. Durch die reine Invertierung der Matrix der Aktivitätsverlaufskurve konnte zwar eine identische Startposition beider Kurven hergestellt werden, der unterschiedliche Weg-Kraft-Zusammenhang wurde dadurch jedoch nicht berücksichtigt. Aufgrund dessen war ein weiterer Bearbeitungsschritt notwendig, der den unterschiedlichen Weg-Kraft-Zusammenhang der zu vergleichenden Hysterese-Kurven der Bewegungsabläufe berücksichtigt. Hierfür wurde eine Multiplikation aller zu korrigierenden Amplitudenwerte mit -1 durchgeführt. Durch diese Bearbeitungsschritte konnten beide Kurven miteinander verglichen werden, da nun sowohl die ursprünglich unterschiedliche Startposition als auch der

Weg-Kraft-Zusammenhang der zu vergleichenden Bewegungsabläufe berücksichtigt und modifiziert war.



**Abbildung 3.6** Schematische Darstellung der Situations-Normierung für den Vergleich zweier Hysteresekurven mit unterschiedlicher Startposition - am Beispiel des *M. rectus abdominis* mit Startpunkt 0° und 180°

### 3.11 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der dynamischen Untersuchung erfolgte mithilfe der Computersoftware Excel (Microsoft).

Aufgrund der Charakteristik von OEMG-Daten musste selbst bei dem vorliegenden Stichprobenumfang davon ausgegangen werden, dass das Datenmaterial keiner Normalverteilung unterliegt. Angewendet wurden deswegen ein verteilungsfreier, nicht-parametrischer Rangsummentest wie der Wilcoxon-Test (Weiß 2005). Ebenso wurde die False Discovery Range (FDR) angewandt.

### **3.11.1 Identifikation Hysterese**

Die 100 Winkelabschnitte des Hinwegs der Rotation wurden mit den 100 korrespondierenden Winkelabschnitten des Rückwegs einer jeden Amplitudenverlaufskurve auf signifikante Abweichungen von 0 in den Amplitudenparametern RMS und Koordinationsmuster getestet. Hierfür wurde der Wilcoxon-Test für nicht-parametrische Stichproben verwendet. Durch Anwendung des Wilcoxon-Tests wurden 100 P-Werte errechnet, wobei jeder dieser P-Werte eine Aussage darüber trifft, ob zwischen den zu vergleichenden korrespondierenden Winkelabschnittsbereichen signifikante Abweichungen im Amplitudenparameter vorliegen. Um eine Aussage über eine signifikante Hysterese zu treffen, mussten die einzeln errechneten P-Werte zusammenhängend betrachtet werden. Dies erforderte die Anwendung der False Discovery Rate (FDR).

### **3.11.2 False Discovery Rate – FDR**

Die FDR bildet die Grundlage der statistischen Auswertung der zeitabhängigen dynamischen Daten und findet Anwendung bei der Beherrschung multipler Testprobleme.

Die FDR ist ein statistisches Verfahren, welches erstmals 1995 von Yoav Benjamini und Yosi Hochberg beschrieben wurde (Benjamini und Hochberg 1995). Das Verfahren ermöglicht eine stufenweise Korrektur des Signifikanzniveaus entsprechend der möglichen Einzelvergleiche.

Grundlegend ist festzustellen, dass bei Testung multipler Hypothesen einer Zeitverlaufskurve die Wahrscheinlichkeit einer Alphafehler-Kumulierung (Typ 1 Error) zunimmt, d.h. eine Null-Hypothese wird bei multiplen Tests trotz ihrer Richtigkeit vermehrt zurückgewiesen – ein „Falsch-Alarm“ tritt auf. Aus diesem Grund muss bei der Signifikanzprüfung multipler Tests das Signifikanzniveau strenger und somit niedriger sein als bei der einzelnen Testung. Folglich muss sich das Signifikanzniveau in Abhängigkeit von der Anzahl der möglichen Tests unterscheiden und daran angepasst werden. Mit Hilfe der FDR ist es möglich, die erwartete Proportion aller fälschlicherweise positiven Tests im Verhältnis zu allen signifikanten Tests darzustellen. Im Gegensatz zu der Bonferroni-Methode, welche die Alphafehler-Kumulierung durch ein gleich bleibendes Signifikanzniveau eher grob neutralisiert, ist die FDR als eine Erweiterung dieser Methode anzusehen. Sie ermöglicht eine stufenweise Berechnung des Signifikanzniveaus, da auch mit



Abnahme der zu testenden Vergleiche einer Stichprobe das Auftreten von Alphafehlern abnimmt. Dies wird durch die FDR berücksichtigt und folgend richtet sich das geforderte Signifikanzniveau nach dem Rang des aktuellen Signifikanzniveaus.

Konkret bedeutet dies für die Identifikation der Hysterese der zeitabhängigen Daten eines jeden Bewegungsablaufes, dass die einzelnen Tests der Zeitverlaufskurve unterschiedliche Signifikanzniveaus besitzen. Das Signifikanzniveau richtet sich dabei nach der Größe und damit nach dem Rang des jeweiligen P-Wertes aus dem Kollektiv aller P-Werte der Zeitverlaufskurve. Durch die vorgenommene Unterteilung der Halbrodation in 100 Winkelabschnitte, die mit den korrespondierenden Winkelabschnitten der anschließenden Halbrodation verglichen und auf signifikante Unterschiede getestet wurden, konnten 100 P-Werte mithilfe des Wilcoxon-Tests errechnet werden. Diese 100 P-Werte treffen jedoch keine systematische Aussage über eine mögliche Hysterese einer zeitabhängigen Betrachtung. Sie beschreiben lediglich jede einzelne möglich nachweisbare Identifikation einer Hysterese eines Winkelabschnittes, für den Fall, dass der jeweilige p-Wert kleiner als 0,05 ist, bei einem Signifikanzniveau von  $\alpha = 5\%$ .

Um eine Aussage über das systematische Auftreten einer möglichen Hysterese im zeitabhängigen Kontext der gesamten Stichprobe zu treffen, muss die Irrtumswahrscheinlichkeit, festgelegt mit  $\alpha = 0,05$ , durch die Anzahl der möglichen Tests geteilt werden. Folglich ergibt sich ein Signifikanzniveau von  $0,05/100 = 0,0005$  für den ersten und niedrigsten P-Wert. Für den zweitniedrigsten P-Wert reicht ein Signifikanzniveau von  $p=0.05/99$  aus. Mit der Annahme, dass alle 100 P-Werte signifikant sind, rechnet der Algorithmus der FDR vom ersten gemessenen Wert hin bis zum letzten Wert und überprüft die Signifikanz der einzelnen P-Werte unter Berücksichtigung der Signifikanz der vorherigen gemessenen Werte. Wird die letzte Signifikanzgrenze überschritten, so ist ab diesem Wert keine Signifikanz mehr nachzuweisen und der Algorithmus wird beendet. Anwendung fand die FDR neben der Identifikation der Hysterese auch für den Vergleich der Aktivitätsverlaufskurven bei der Frage nach dem Einfluss der äußeren Bedingungen auf eine möglich nachweisbare Hysterese. Hierbei wurden die Differenzen der Hysterese-Kurven einzelner Winkelabschnitte systematisch auf Abweichungen voneinander getestet.

Mithilfe der FDR lässt sich durch diese Signifikanzkorrektur die Signifikanz aller P-Werte eines Bewegungsablaufes im Kollektiv bestimmen und somit ein mögliches Auftreten einer Hysterese der gesamten Zeitverlaufskurve belegen. Ebenso ist die Untersuchung der Einflüsse der äußeren Bedingungen auf die möglich nachweisbare Hysterese durch diese Methode möglich. Die Berechnung der unterschiedlichen Signifikanzniveaus erfolgte mit RMS-Werten als auch mit den Relativwerten des Koordinationsmusters.

### **3.11.3 Einfluss der äußeren Bedingungen auf die Ausprägung einer möglich nachweisbaren Hysterese**

Für die Fragestellung nach den Einflüssen der Parameterwahl wurde für die einzelnen Winkelabschnitte von  $1,8^\circ$  einer Hysterese-Kurve sowohl mit den mittleren OEMG-Verlaufskurven als auch mit den relativen OEMG-Verlaufskurven gearbeitet. Anwendung für die Berechnung der Statistik fanden hierbei erneut der Wilcoxon-Test und die FDR.

## **3.12 Methodik der Ergebnisdarstellung**

### **3.12.1 Identifikation Hysterese**

Die Ergebnisse der Fragestellung „Identifikation Hysterese“ existieren in zwei verschiedenen Darstellungsformen. Jede Form der Ergebnisdarstellung unterliegt dabei unterschiedlichen Kriterien, die in den nachfolgenden Abschnitten erläutert werden. Neben der qualitativen Ergebnisdarstellung liegt ebenfalls eine quantitative Darstellung der Ergebnisse vor. Die Auswertung der qualitativen und quantitativen Daten wurde für die komplette Probandengruppe (40 Probanden) durchgeführt.

Für den Nachweis einer systematisch signifikanten Hysterese (qualitative Ergebnisse) wurden alle im CTT Centaur durchgeführten Bewegungsabläufe muskelspezifisch auf das Auftreten einer Hysterese hin untersucht. Ein systematisch signifikantes Auftreten einer Hysterese wurde dabei als ein Auftreten von mindestens zehn aufeinanderfolgenden bzw. zusammenhängenden signifikanten P-Werten einer Hysterese-Kurve definiert und wird im Weiteren, wenn diese Kriterien erfüllt sind, nur noch als "systematisch nachweisbare Hysterese" bezeichnet. Konnte für einen Muskeln in der Mehrzahl der Bewegungsabläufe ( $\geq 12$  der Bewegungsabläufe) eine

systematisch nachweisbare Hysterese identifiziert werden, so war für den jeweiligen Muskel ein systematisch nachweisbares Hysterese-Verhalten identifiziert. Ziel war es, eine spezifische Aussage über das Hysterese-Verhalten eines jeden gepoolten Muskels treffen zu können.

Die an die qualitativen Ergebnisse angeschlossene schriftliche Zusammenfassung beschreibt die qualitativen Ergebnisse der abgeleiteten Muskeln. Grundlage der muskelspezifischen Abhandlung sind die graphisch dargestellten qualitativen Ergebnisse, die sowohl im KM und RMS vorliegen. Die graphisch aufbereiteten qualitativen Ergebnisse stellen die Hysterese-Kurve jedes Bewegungsablaufes hinsichtlich des Auftretens bzw. nicht-Auftretens einer Hysterese sowie der Charakteristik der möglich vorkommenden Hysterese dar. Der Fokus der Ergebnisbetrachtung und -beschreibung liegt jedoch primär auf den Daten des KM.

An die qualitative Betrachtung der Ergebnisse schließt sich die Betrachtung der quantitativen Ergebnisse an. Liegt eine signifikante Hysterese für einen Bewegungslauf in den quantitativen Ergebnissen vor, so wird dafür der Terminus „nachweisbare Hysterese“ verwendet. Jeder einzelne Muskel verfügt in den quantitativen Ergebnissen über eine separate Abbildung, die das Hysterese-Verhalten für die einzelnen durchgeführten Bewegungsabläufe beschreibt (siehe Ergebnisse 4.1 Identifikation Hysterese - Quantitative Ergebnisse). Neben den aufgeführten Abbildungen und einer prägnanten Zusammenfassung der abgebildeten Ergebnisse werden außerdem ausgewählte Polardiagramme für die einzelnen Muskeln dargestellt. Die Auswahl der Diagramme spiegelt hierbei die vorwiegend nachgewiesene Hysterese-Ausprägung und Charakteristik der untersuchten Muskeln im KM wider und beschreibt somit das Hysterese-Verhalten des jeweiligen Muskels innerhalb der Rotation. Ziel und Funktion dieser graphischen Darstellungen ist es, ein anschauliches und unterstützendes Erklärungsmodell der Ergebnisse zu liefern, um somit dem Leser ein besseres Verständnis des durchgeführten Versuches, als auch der Hysterese-Kurven und deren Charakteristika zu ermöglichen.

Eine genaue Erklärung der einzelnen Darstellungsformen der Ergebnisse findet sich in den nachfolgenden Abschnitten.





### 3.12.1.1 Qualitative graphische Darstellung der Ergebnisse „Identifikation Hysterese“ – Koordinationsmuster & RMS

Bei der qualitativen graphischen Darstellung werden die Bewegungsabläufe aller Muskeln einzeln dargestellt und betrachtet. Bei der Darstellung der Ergebnisse ist entscheidend, ob der jeweilige Bewegungsablauf eines Muskels eine systematisch nachweisbare Hysterese bzw. keine systematisch nachweisbare Hysterese aufweist. Lässt sich eine systematisch nachweisbare Hysterese identifizieren, so ist außerdem von Bedeutung welche Charakteristik die identifizierte Hysterese aufweist.

Eine systematisch nachweisbare Hysterese-Kurve liegt vor, wenn mindestens zehn aufeinanderfolgende bzw. zusammenhängende signifikante P-Werte vorzufinden sind. Dies entsprach einem Prozentanteil von 10 % bei einer Gesamtanzahl von 101 errechneten einzelnen P-Werten für einen Bewegungsablauf. Da für die Berechnungen der Signifikanzen die FDR bereits berücksichtigt wurde, konnte eine Überschätzung des Effekts (Alpha-Fehler-Kumulierung) ausgeschlossen werden. Somit wurde verhindert, dass es sich bei einer nachweisbaren Hysterese um einen Zufallsbefund handelt.

Ist eine systematisch nachweisbare Hysterese für einen Bewegungsablauf vorzufinden, so muss differenziert werden, ob die jeweilige Hysterese in ihrer Charakteristik typisch (größere Beanspruchung im Bereich der isometrisch-konzentrischen Phase der Kontraktion) oder untypisch (größere Beanspruchung im Bereich der isometrisch-exzentrischen Phase der Kontraktion) ist.

Für die qualitative graphische Darstellung der Ergebnisse wurden daher Farben verwendet, welche das Auftreten bzw. nicht-Auftreten, als auch die Art der Hysterese für den jeweiligen Bewegungsablauf charakterisieren. War für den jeweiligen Bewegungsablauf keine systematisch nachweisbare Hysterese vorzufinden, so wurde die graphische Darstellung der Hysterese-Kurve mit der Farbe **schwarz** markiert. War hingegen eine systematisch nachweisbare Hysterese identifizierbar, so wurde bei dem Auftreten einer typischen Hysterese die Farbe **Grün** verwendet. War die systematisch nachweisbare Hysterese in ihrer Charakteristik hingegen untypisch, so wurde die Farbe **Rot** verwendet. Konnte für einen Bewegungsablauf sowohl eine typische als auch eine untypische systematisch nachweisbare Hysterese ermittelt werden, so wurde die Hysterese-Kurve **grün-gestreift** markiert

	keine systematisch nachweisbare Hysterese
	systematisch nachweisbare typische Hysterese
	systematisch nachweisbare untypische Hysterese
	systematisch nachweisbare un- und typische Hysterese

**Abbildung 3.7** Farbkodierung für die graphische Darstellung der qualitativen Ergebnisse „Identifikation Hysterese“

### 3.12.1.2 Quantitative graphische Darstellung der Ergebnisse „Identifikation Hysterese“ – Koordinationsmuster

Bei der quantitativen graphischen Darstellung der Ergebnisse „Identifikation Hysterese“ wurde die Hysterese-Kurve eines Bewegungsablaufes in zehn einzelne Abschnitte unterteilt, wobei jeder Abschnitt einen Winkelabschnittsbereich von 18° umfasste. Der oberste und erste der zehn Abschnitte entspricht dem Bereich des Kraftmaximums (größte Beanspruchung) für alle Muskeln, während der unterste Abschnitt den Bereich des Kraftminimums (geringste Beanspruchung) darstellt. Die quantitative graphische Darstellung wurde für alle abgeleiteten Muskeln und alle Bewegungsabläufe erstellt.

Mittels ausgewählter Farben wurden alle einzelnen Abschnitte einer Hysterese-Kurve kodiert, um somit eine Aussage über ein Auftreten bzw. nicht-Auftreten einer nachweisbaren Hysterese treffen zu können. Hierbei wurde differenziert, ob die Hysterese unbedeutsam, signifikant oder nicht-signifikant (siehe unten Abbildung 2.11) war. Ebenso wurde die Farbkodierung dazu genutzt, die Charakteristik (typisch/untypisch) der Hysterese für die einzelnen Abschnitte zu beschreiben.

Die Schwelle für eine nachgewiesene Hysterese wurde aufgrund der relativ geringen Abweichungen in den Amplitudenparametern zwischen den korrespondierenden Winkelabschnittsbereichen eines Bewegungsablaufes und nach Kontrolle der Werte auf 2 % festlegt, um somit sensibler eine vorhandene bzw. nicht-vorhandene Hysterese klassifizieren und darzustellen zu können. Trat eine Abweichung > 2 % im jeweiligen korrespondierenden Winkelabschnittsbereich eines Bewegungsablaufes auf, so konnte eine merkliche Ablenkung bzw. eine existierende Hysterese nachgewiesen werden. Des Weiteren wurde unterschieden, ob die auftretende Hysterese in mehr als der Hälfte der beobachteten Zeitpunkte signifikante Werte im

Wilcoxon-Test aufweist (nachweisbare Hysterese) und ob die Hysterese eine typische Charakteristik bzw. untypische Charakteristik aufzeigt.

Für eine erleichterte Darstellung und Beschreibung der Abbildungen im Abschnitt „Quantitative Ergebnisse – KM“ werden folgend fünf Fallsituation unterschieden. Fall 1 (**hellgrün**) bezeichnet das Auftreten einer Differenz  $> 2\%$  im korrespondierenden Winkelabschnittsbereich. Die identifizierte Hysterese weist dabei die typische Charakteristik auf, ist aber in höchstens 4/10 Einzelwerten signifikant. Fall 2 (**dunkelgrün**) hingegen beschreibt eine signifikant typische Hysterese (5 und mehr Einzelwerte) für den korrespondierenden Winkelabschnittsbereich, bei dem sich die nachgewiesene Hysterese durch eine größere Beanspruchung im Bereich der isometrisch-konzentrischen Phase der Kontraktion auszeichnet. Fall 3 und 4 bezeichnen das Auftreten einer Hysterese, die eine größere Beanspruchung im Bereich der isometrisch-exzentrischen Phase der Kontraktion aufzeigt und analog dem Kriterium für Fall 1 nicht signifikant (Fall 3 - **orange**) bzw. signifikant/nachweisbar, analog Fall 2 (Fall 4 – **rot**), ist. Fall 5 (**schwarz**) bezeichnet hingegen eine Differenz  $< 2\%$  im Amplitudenparameter für den zu vergleichenden korrespondierenden Winkelabschnittsbereich eines Bewegungsablaufes – somit ist keine in ihrem Ausmaß relevante Hysterese identifizierbar. Die Hysterese ist in diesem Fall unabhängig von der Anzahl möglicher signifikanter Einzelpunkte als irrelevant einzustufen.

	nicht-signifikante bzw. nicht-nachweisbare typische Hysterese
	nachweisbare typische Hysterese
	nicht-signifikante bzw. nicht-nachweisbare untypische Hysterese
	nachweisbare untypische Hysterese
	keine Hysterese - unbedeutsam (Differenz $< 2\%$ )

**Abbildung 3.8** Farbkodierung für die graphische Darstellung der quantitativen Ergebnisse „Identifikation Hysterese“

### 3.12.1.3 Darstellung der Ergebnisse „Identifikation Hysterese“ mittels Polardiagramm

Mithilfe der graphischen Darstellung ausgewählter und einzelner Hysterese-Kurven der quantitativen Ergebnisse in einem festgelegten und einheitlichen

Koordinatensystem gelingt es, die Hysterese in ihrem Verhalten und ihrer Charakteristik innerhalb einer kompletten Rotation detailliert zu analysieren und zu beschreiben. Hierbei kann, durch optische Darstellung aller Winkelabschnittsbereiche und Darstellung der jeweiligen Signifikanzen einzelner Bereiche der Hysterese-Kurve, eine präzise Aussage und Analyse der nachgewiesenen Hysterese des jeweiligen Muskels getroffen werden. Durch eine angepasste Darstellung der Hysterese-Kurven im Polardiagramm ist des Weiteren ein direkter optischer und statistischer Vergleich unterschiedlicher Hysterese-Kurven möglich.

Ebenso Anwendung fanden die Polardiagramme bei der Fragestellung „Einfluss der äußeren Bedingungen auf die Ausprägung einer möglich nachweisbaren Hysterese“. Die hier beschriebene Erklärung zur Leseart und Interpretation der Polardiagramme bezieht sich zwar auf die Fragestellung „Identifikation Hysterese“, ist jedoch prinzipiell auch auf die Polardiagramme der zweiten, nachfolgenden Fragestellung anwendbar.

Grundlage für eine einheitliche und vergleichbare Darstellung verschiedener Hysterese-Kurven ist ein genormtes und festgelegtes Koordinatensystem, welches unabhängig von Muskel und Ausgangsposition angewandt werden kann. Mittels der normierten Darstellung der Hysterese-Kurven im Polardiagramm können Hysterese-Kurven unterschiedlicher Muskeln und Startpositionen direkt miteinander in Bezug gesetzt werden und auf Unterschiede in der Ausprägung der Hysterese analysiert und verglichen werden.

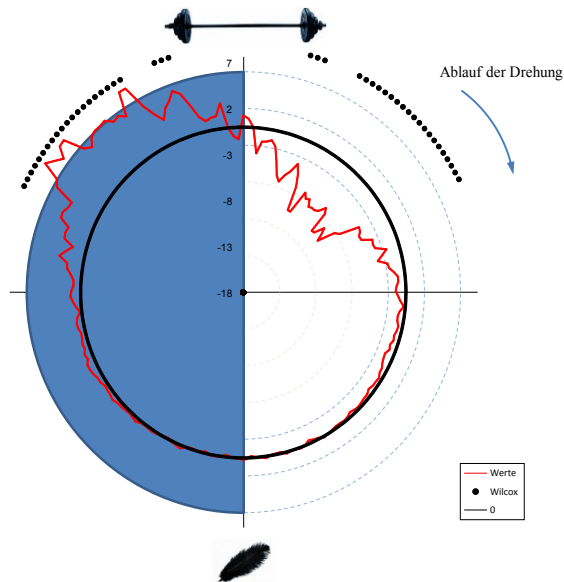
Für eine einheitliche und vergleichbare Darstellung der Hysterese-Kurven, unabhängig vom gewählten Muskel und Startposition, werden zwei Bezugspunkte im Polardiagramm festgelegt. Dargestellt als "Langhantelstange" beschreibt der erste Bezugspunkt innerhalb des Polardiagramms den Kraftdurchgangspunkt mit der höchsten Kraftwirkung (Bereich des Kraftmaximums) in der Sagittalebene innerhalb der Rotation. Dieser ist für den direkten Vergleich der einzelnen Muskeln bzw. unterschiedlicher äußerer Bedingungen immer bei 12 Uhr angeordnet. Der zweite Bezugspunkt, gegenüberliegend im Polardiagramm und als „Feder“ dargestellt, bezeichnet hingegen den Kraftdurchgangspunkt mit der niedrigsten Kraftwirkung (Bereich des Kraftminimums) – dieser ist immer bei 6 Uhr angeordnet.

Eine Hysterese-Kurve eines Bewegungsablaufes stellt immer nur die Differenzen im Amplitudenparameter zwischen Hin- und Rückweg für einzelne korrespondierende Winkelabschnitte dar. Somit existieren insgesamt nur 180 korrespondierende Winkelabschnitte mit einem Bereich von  $180^\circ$ . Für die Darstellung eines kompletten Rotationsbereichs von  $360^\circ$  wurde folgend ein Spiegelbild des Abbildes der bestehenden realen Hysterese-Kurve erstellt, welche an die reale Hysterese-Kurve angefügt wird. Durch die Spiegelung der Werte der realen Hysterese-Kurve entstand eine durchlaufende Hysterese-Kurve innerhalb des Polardiagramms, welches einen Bereich von  $360^\circ$  ausfüllt und somit die im Versuch durchgeführte vollständige Drehung des CTT Centaur widerspiegelt. Die imaginäre (virtuelle) angeschlossene Hysterese-Kurve wird dabei blau schattiert im Polardiagramm dargestellt.

Neben der realen (Hysterese im weißen Bereich) und imaginären (Hysterese im blauen Bereich) Hysterese-Kurve ist des Weiteren eine schwarze Null-Linie dargestellt, welche das komplette Polardiagramm durchzieht. Die Null-Linie bezeichnet hierbei eine Differenz von null zwischen Hin- und Rückweg innerhalb einer Rotation. Direkt auf der Null-Linie liegende Amplitudenwerte der Hysterese-Kurve weisen demnach keinen Unterschied im Amplitudenparameter zwischen Hin- und Rückweg innerhalb Rotation auf – es ist folglich keine Hysterese nachzuweisen. Anhand der darstellbaren Abweichung der Amplitudenwerte von der Null-Linie lässt sich nicht nur eine Hysterese und die mögliche Signifikanz der vorkommenden Hysterese beurteilen, sondern es ist außerdem möglich, ein direktes Muster im Hysterese-Verhalten der signifikanten Bewegungsabläufe für jeden Muskel zu detektieren und analysieren. Bedingt durch die vorgenommene Anpassung aller Hysterese-Kurven an das Polardiagramm mittels festgelegter Bezugspunkte kann somit auch ein Vergleich unterschiedlicher Hysterese-Kurven vorgenommen werden – eine detaillierte Aussage über das Verhalten des Muskels hinsichtlich der nachweisbaren Hysterese kann getroffen werden. Befinden sich die Amplitudenwerte der Hysterese-Kurve oberhalb der Null-Linie, zeigt dies eine erhöhte Beanspruchung für den jeweiligen Bereich innerhalb der Rotation an, während negative Werte eine erhöhte Beanspruchung für den korrespondierenden bzw. gespiegelten Bereich der Rotation anzeigen. Somit ist eine typische Hysterese durch negative Werte im Bereich von 12 Uhr bis 6 Uhr gekennzeichnet. Signifikante Differenzen zwischen Hin- und Rückweg – ein Auftreten einer nachweisbaren Hysterese – werden durch die schwarzen Punktierungen (Wilcoxon-Test) im jeweiligen Winkelabschnittsbereich



gekennzeichnet. Die Pfeilrichtung, dargestellt in blau, gibt die Richtung des Kraftverlaufs innerhalb des Polardiagramms (Ablauf der Drehung) an. Jede Hysterese-Kurve muss unabhängig von der Drehrichtung immer in Richtung des Pfeiles gelesen und interpretiert werden.



**Abbildung 3.9** Beispielhafte Darstellung eines Polardiagrammes anhand der Hysterese-Kurve des *M. rectus abdominis* (Bewegungsablauf 49°, 20 Sek., 180 Start, li.)

### 3.12.2 Einfluss der äußeren Bedingungen auf die Ausprägung einer möglich nachweisbaren Hysterese

Bei der Darstellung der Ergebnisse der Fragestellung „Einfluss der äußeren Bedingungen auf die Ausprägung einer möglich nachweisbaren Hysterese“ wurde neben einer graphischen farbkodierten Darstellung der Ergebnisse ebenso mit den Polardiagrammen gearbeitet. Durch die direkte graphische Gegenüberstellung zweier zu vergleichender Hysterese-Kurven mithilfe des Polardiagramms kann das Ausmaß der abweichenden Ausprägung als auch die Charakteristik der zu vergleichenden Hysterese-Kurven dargestellt und beurteilt werden.

#### 3.12.2.1 Graphische Darstellung der Ergebnisse „Einfluss der äußeren Bedingungen auf die Ausprägung einer möglich nachweisbaren Hysterese“

Die tabellarische Ergebnisdarstellung teilt die zu vergleichenden Hysterese-Kurven jedes abgeleiteten Muskels nach den variierenden äußeren Bedingungen ein. Diese sind Kippwinkel, Rotationszeit, Startposition und Drehrichtung. Der Vergleich der

Hysteresekurven wurden immer im Amplitudenparameter RMS und KM durchgeführt. Wie auch bei den quantitativen Ergebnissen der Fragestellung „Identifikation Hysteresis“ erfolgte eine Unterteilung der Hysteresekurven in einzelne Abschnitte von 10 % und eine Normierung der Darstellung. Die normierte Darstellung ermöglicht, unabhängig von Startposition und Muskel, den Einfluss der äußeren Bedingungen auf die Ausprägung, Charakteristik und Abweichung beider zu vergleichenden Hysteresekurven zu untersuchen.

Der Einfluss der äußeren Bedingungen auf die Ausprägung, Charakteristik und Abweichung der Hysteresis der beiden zu vergleichenden Hysteresekurven wird in der Ergebnis-Darstellung mithilfe von fünf ausgewählten unterschiedlichen Farben beschrieben. Jede Farbe beschreibt dabei, je nach vorkommender Abweichung und Abweichungscharakteristik der Hysteresis der beiden zu vergleichenden Hysteresekurven voneinander, das spezifische Ergebnis für den jeweiligen Winkelabschnitt von 18°. Durch den direkten Vergleich der Hysteresekurven im jeweiligen Parameter kann folgend die Abweichung der Hysteresekurven voneinander, für einen und folgend alle Abschnittsbereiche, detailliert beschrieben und graphisch dargestellt werden.

Ein schwarz markierter Abschnittsbereich weist darauf hin, dass die Differenz im Amplitudenparameter zwischen beiden verglichenen Hysteresekurven weniger als 10 % des gemeinsamen Mittelwertes für den jeweiligen Winkelabschnittsbereich beträgt. Ist dies der Fall, so hat der gewählte Parameter der äußeren Bedingung keinen Einfluss auf das Ausmaß der möglich nachweisbaren Hysteresis. Folglich besteht kein bedeutsamer Unterschied zwischen den verglichenen Hysteresekurven in diesem Abschnittsbereich. Dieser Berechnungs-Algorithmus orientiert sich an der Vorgehensweise für den Variationskoeffizienten, bei dem absolute Streumaße auf den Mittelwert relativiert werden, um unterschiedliche Amplitudenniveaus auszugleichen.

War ein Unterschied von größer als 10 % des gemeinsamen Mittelwertes zwischen beiden zu vergleichenden Hysteresekurven vorhanden, so war entscheidend, welche der beiden Hysteresekurve eine größere Hysteresis aufwies, als auch, ob die beiden Hysteresekurven sich signifikant voneinander unterschieden. Eine größere bzw. kleinere Hysteresis bezeichnet hierbei das Ausmaß der Abweichung der Hysteresekurve von der Null-Linie im Vergleich zur zweiten zu vergleichenden

Hysteresekurve von der Null-Linie. Beim Vergleich von zwei Hysteresekurven ist die größere Hysterese dadurch gekennzeichnet, dass sie einen größeren Abstand von der Null-Linie aufweist als die zu vergleichende Hysteresekurve. Hierbei ist nicht von Bedeutung, ob die Abweichung im negativen oder positiven Bereich zu verzeichnen ist.

Zur Vereinfachung und erleichterten Darstellung der Ergebnisse werden folgend fünf Fälle unterschieden. Fall 1 (**hellgrün**) bezeichnet eine größere Hysterese für die Situation 1, die sich jedoch nicht signifikant von der Situation 2 unterscheidet. Trat dieser Fall ein, so wurde der jeweilige Abschnittsbereich hellgrün markiert. Wies Situation 1 im jeweiligen Abschnittsbereich eine signifikant größere Hysterese (mindestens die Hälfte der beobachteten Zeitpunkte eines Abschnittes zeigen einen signifikanten Unterschied) als Situation 2 auf, so wurde dies als Fall 2 (**dunkelgrün**) bezeichnet. Fall 3 (**orange**) hingegen bezeichnet eine größere Hysterese für Situation 2. War die Hysterese der zweiten Situation auch signifikant größer, so trat Fall 4 (**rot**) ein und der Abschnittsbereich wurde dunkelrot markiert. Der Fall 5 (**schwarz**) wurde verwendet, wenn der Unterschied zwischen Situation 1 und Situation 2 kleiner als 10 % war und somit kein nachweisbarer Unterschied zwischen beiden Hysteresekurven bestand.

	nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 1 vgl. mit Situation 2
	signifikant größere Hysterese für Situation 1 mit Situation 2
	nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 2 mit Situation 1
	signifikant größere Hysterese für Situation 2 mit Situation 1
	Kein nachweisbarer Unterschied zwischen Situation 1 und 2

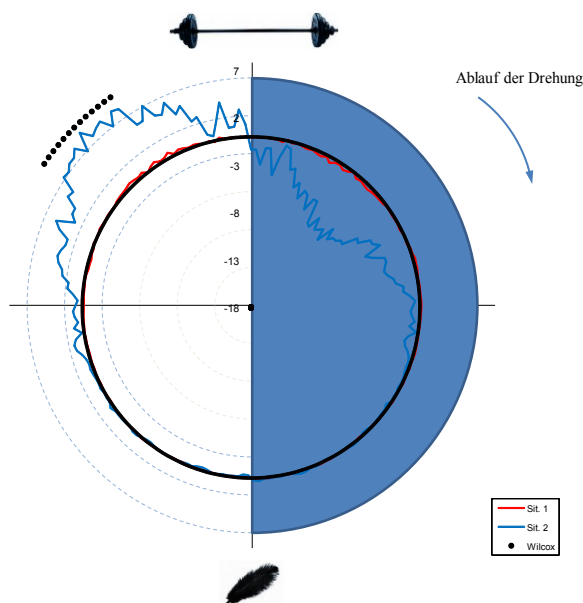
**Abbildung 3.10** Farbkodierung für die graphische Darstellung graphische Darstellung der Ergebnisse „Einfluss der äußeren Bedingungen auf die Ausprägung einer möglichen nachweisbaren Hysterese“

### 3.12.2.2 Polardiagramme beim Vergleich der Hysteresekurven

Für die graphische Darstellung ausgewählter Hysterese-Vergleiche wird ebenfalls mit Polardiagrammen gearbeitet. Im Gegensatz zu den Polardiagrammen der Fragestellung „Identifikation Hysterese“ werden für die zweite Fragestellung zwei

Hysteresekurven, die sich in einem Parameter einer äußeren Bedingung voneinander unterscheiden, in einem Polardiagramm direkt miteinander verglichen. Signifikante Unterschiede zwischen den beiden zu vergleichenden Kurven werden hierbei durch schwarze Punktierungen (Wilcoxon-Test) im jeweiligen Winkelabschnittsbereich gekennzeichnet.

Die zu vergleichenden Hysteresekurven tragen dabei die Bezeichnung Situation 1 (Hysteresekurve 1) bzw. Situation 2 (Hysteresekurve 2). Diese Bezeichnung ist unabhängig von der Farbkodierung und der damit assoziierten Charakteristik der Ergebnisse. Die Hysteresekurve Situation 1 bezeichnet lediglich die jeweilige Hysteresekurve, die den an erster Stelle stehenden Parameter der vergleichenden Kurven in der Ergebnisdarstellung trägt. Situation 2 hingegen bezeichnet die Kurve mit dem nachstehenden, zweiten Parameter. Beispielhaft kann hier der Vergleich zweier Hysteresekurven mit einem Kippwinkel von  $15^\circ$  vs.  $49^\circ$  herangezogen werden. Situation 1 bezeichnet hierbei die Hysteresekurve mit einem Kippwinkel von  $15^\circ$ , während Situation 2 die Kurve mit dem Kippwinkel von  $49^\circ$  beschreibt.



**Abbildung 3.11** Beispielhafter Vergleich zweier sich im Kippwinkel unterscheidender Hysteresekurven des M. rectus abdominis im Amplitudenparameter RMS (Hysteresekurve rot:  $15^\circ$ , 20 Sek.,  $0^\circ$  Start, li. und Hysteresekurve blau:  $49^\circ$ , 20 Sek.,  $0^\circ$  Start, li.)

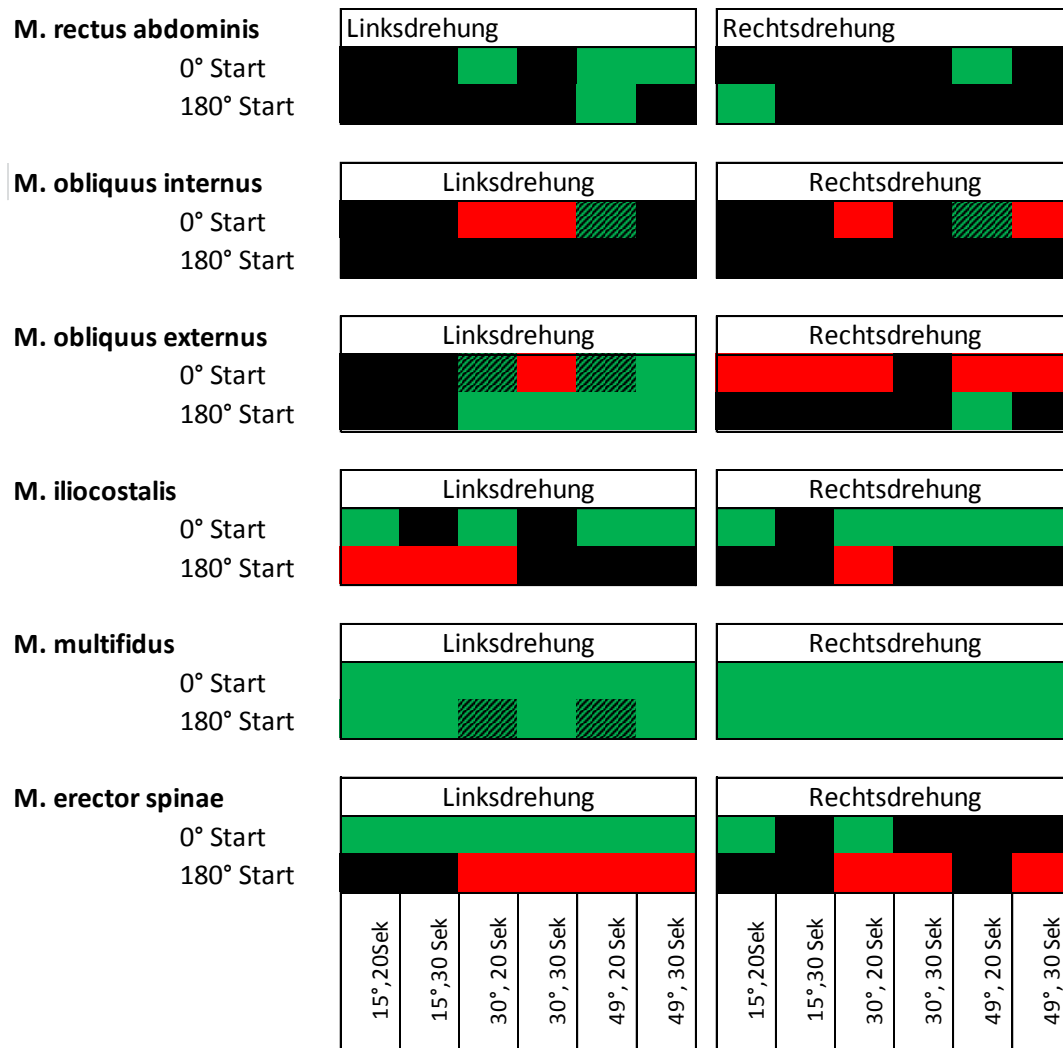
## **4 Ergebnisse**

### **4.1 Identifikation Hysterese**

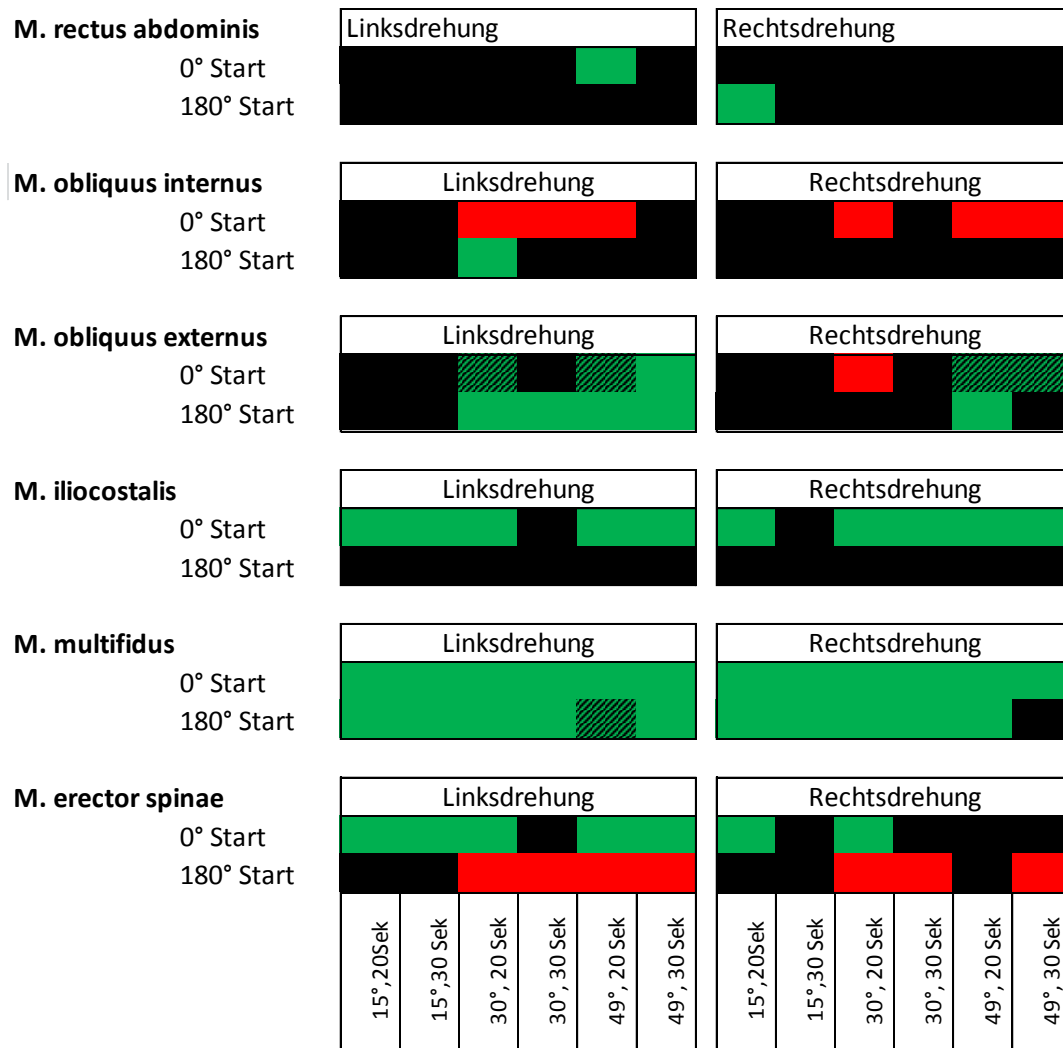
#### **4.1.1 Qualitative Ergebnisse**

Die beiden nachfolgenden Abbildungen (4.1 und 4.2) zeigen auf, ob die einzelnen untersuchten Muskeln eine systematisch nachweisbare Hysterese im Amplitudenparameter KM und RMS für die durchgeführten Bewegungsabläufe aufweisen. Ebenso lässt sich anhand der Abbildungen die Charakteristik (typisch/untypisch) der möglich systematisch nachweisbaren Hysterese für die abgeleiteten Muskeln identifizieren. Die an die dargestellten Ergebnisse angeschlossene schriftliche Abhandlung dient dazu, die graphisch aufbereiteten qualitativen Ergebnisse zu beschreiben und zusammenzufassen und so dem Leser verständlich zu machen. Hauptaugenmerk liegt hierbei auf den Ergebnissen des KM. Eine genaue Erläuterung zur Methodik der Ergebnisdarstellung ist im Abschnitt 3.12 zu finden.

Um eine systematisch nachweisbare Hysterese für einen Bewegungsablauf eines Muskels nachzuweisen, mussten mindestens zehn aufeinanderfolgende bzw. zusammenhängende signifikante P-Werte identifiziert werden. Dies entsprach einem Prozentanteil von 10 % bei einer Gesamtanzahl von 101 errechneten einzelnen P-Werten für einen Bewegungsablauf.



**Abbildung 4.1** Darstellung der qualitativen Ergebnisse im Amplitudenparameter KM



**Abbildung 4.2** Darstellung der qualitativen Ergebnisse in Amplitudenparameter RMS

Der **M. rectus abdominis** wies in nur 25 % der Bewegungsabläufe (6/24) eine systematisch nachweisbare Hysterese im KM auf. Die nachgewiesenen Hysterese-Kurven zeichneten sich durchweg durch eine typische Charakteristik aus. In 4/6 der nachgewiesenen Hysterese-Kurven war die Hysterese bei einer Startposition von 0° vorzufinden. Ebenso konnte eine nachweisbare Hysterese vermehrt (4/6) für die Bewegungsabläufe mit einem höheren Kippwinkel (49°) nachgewiesen werden.

Im Amplitudenparameter RMS konnte für nur zwei Bewegungsabläufe eine systematisch nachweisbare und in der Charakteristik typische Hysterese vorgefunden werden.

Der **M. obliquus internus** wies ebenfalls in nur 25 % der Bewegungsabläufe (6/24) eine systematisch nachweisbare Hysterese im KM auf. Auffallend jedoch war ein situationsabhängiges bzw. startpositionsabhängiges Hysterese-Verhalten des Muskels. Eine nachweisbare Hysterese konnte ausschließlich bei den Hysterese-Kurven mit einer Startposition von 0° nachgewiesen werden, die sich dabei alle durch eine atypische Charakteristik auszeichneten. In 2 Bewegungsabläufen war neben einer atypischen Hysterese ebenfalls eine in ihrer Charakteristik typisch nachweisbare Hysterese vorzufinden: jeweils bei einer Startposition von 0° und einem Kippwinkel von 49°. Eine nachweisbare Hysterese war ausschließlich bei den Bewegungsabläufen mit einem höheren Kippwinkel (30° und mehr) nachweisbar.

Wie im KM konnte auch im Amplitudenparameter RMS ein situationsabhängiges Hysterese-Verhalten nachgewiesen werden. Für eine Startposition von 0° war durchgehend eine nachweisbar untypische Hysterese identifizierbar. Bei einer Startposition von 180° war für einen Bewegungsablauf eine nachweisbar atypische Hysterese vorzufinden.

Der **M. obliquus externus** wies in 58,3 % der Bewegungsabläufe (14/24) eine systematisch nachweisbare Hysterese auf. Auffallend war ein situationsabhängiges bzw. startpositionsabhängiges Hysterese-Verhalten des Muskels. Die nachgewiesenen signifikanten Hysterese-Kurven mit einer Startposition von 0° zeichneten sich vermehrt durch eine atypische Charakteristik aus, während die nachweisbaren Hysterese-Kurven mit einer Startposition von 180° ausschließlich eine typische Hysterese aufwiesen. Bewegungsabläufe in Linksdrehung zeigten, verglichen mit den Bewegungsabläufen in Rechtsdrehung, vermehrt eine typisch



nachweisbare Hysterese bei 180°. Ebenso auffällig war für die linksdrehenden Bewegungsabläufe die geringere Anzahl an nachweisbar atypischen Hysterese-Kurven bei einer initialen Startposition von 0°.

Im Amplitudenparameter RMS konnte ebenfalls ein situationsabhängiges Hysterese-Verhalten nachgewiesen werden. Für die Startposition von 0° zeigte sich jedoch, im Gegensatz zum KM, vermehrt eine Kombination aus einer nachweisbar typischen und atypischen Hysterese. Bei einer Startposition von 180° hingegen war, wie auch im KM, in fünf Abläufen eine nachweisbare Hysterese vorzufinden. Diese wies eine typische Charakteristik auf.

Der **M. iliocostalis** wies in 54 % der Bewegungsabläufe (13/24) eine systematisch nachweisbare Hysterese im KM auf. Auffallend war wiederum ein situationsabhängiges bzw. startpositionsabhängiges Hysterese-Verhalten des Muskels. Die nachgewiesenen Hysterese-Kurven mit einer Startposition von 0° zeichneten sich ausschließlich durch eine typische Hysterese-Charakteristik aus, während die als signifikant klassifizierten Hysterese-Kurven mit einer Startposition von 180° eine atypische Hysterese aufwiesen.

Im Gegensatz zum KM zeigte sich in der RMS ausschließlich eine nachweisbare Hysterese für Bewegungsabläufe mit einer Startposition von 0°. Die Hysterese wies dabei durchgehend eine typische Charakteristik auf.

Der **M. multifidus** wies in allen Bewegungsabläufen (24/24) eine nachweisbare Hysterese im KM auf. Die nachgewiesene Hysterese zeichnete sich in allen Hysterese-Kurven durch ein typisches Hysterese-Verhalten aus. Zwei Hysterese-Kurven wiesen neben einer typischen und erwarteten Hysterese-Charakteristik ebenso ein atypisches und unerwartetes Hysterese-Verhalten auf.

Im Amplitudenparameter RMS zeigte sich in 23/34 Bewegungsabläufen eine nachweisbar typische Hysterese, wobei in einem Bewegungsablauf sowohl eine nachweisbar typische als auch atypische Hysterese nachgewiesen werden konnte.

Der **M. erector spinae** wies in 62,5 % der Bewegungsabläufe (15/24) eine systematisch nachweisbare Hysterese im KM auf. Wie der OI, OE und IC zeigte auch der ES ein situationsabhängiges bzw. startpositionsabhängiges Hysterese-Verhalten in den qualitativen Ergebnissen. Die nachgewiesenen Hysterese-Kurven mit einer

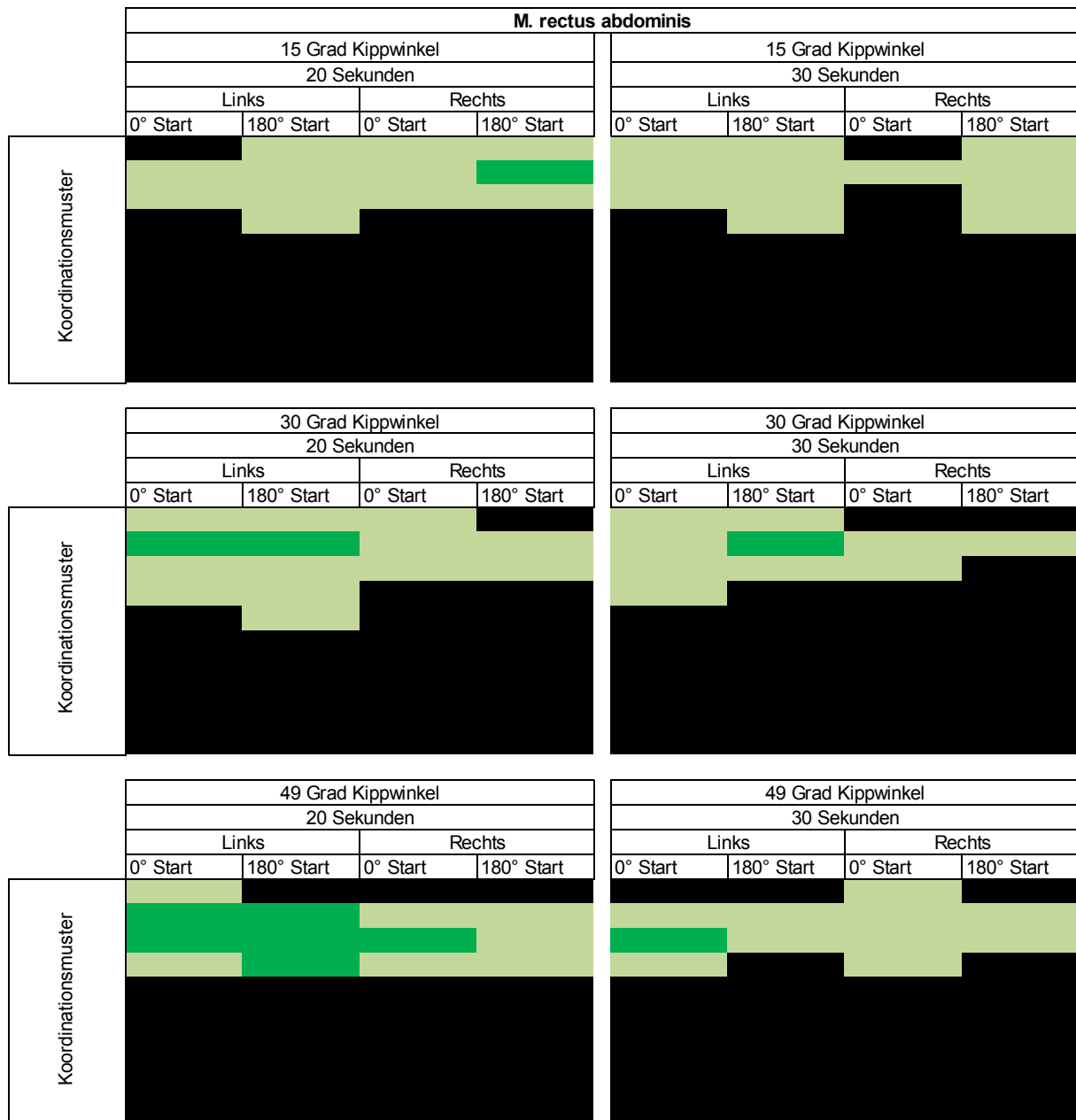
Startposition von 0° zeichneten sich ausschließlich durch eine typische Hysterese-Charakteristik aus, während die als signifikant klassifizierten Hysterese-Kurven mit einer Startposition von 180° eine atypische und erwartete Hysterese aufzeigten. In 10/15 der systematisch nachweisbaren Hysterese-Kurven war eine Hysterese für die Bewegungsabläufe in Linksdrehung identifizierbar.

Im Amplitudenparameter RMS zeigte sich eine ähnliche Hysterese-Ausprägung und Charakteristik wie für das KM.

#### **4.1.2 Quantitative Ergebnisse**

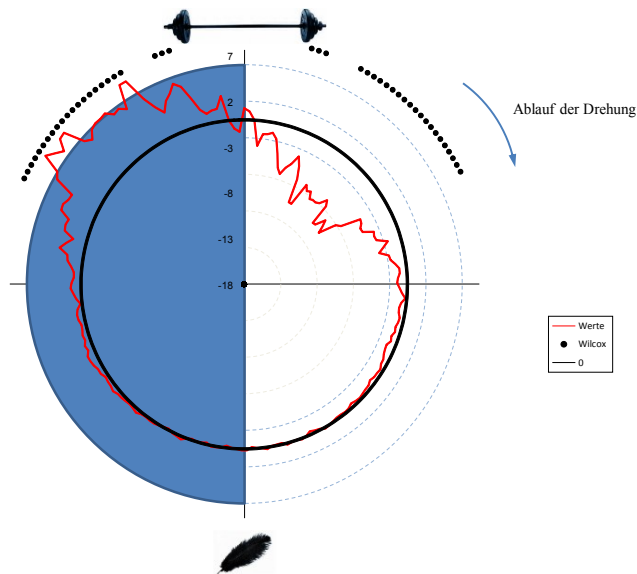
Im nachfolgenden Abschnitt werden die quantitativen Ergebnisse mithilfe der einzelnen Abbildungen muskelweise dargestellt. Ebenso erfolgt eine kurze Zusammenfassung der in den Abbildungen nachgewiesenen Hysterese-Charakteristik und Ausprägung. Mittels ausgewählter Polardiagramme wird anschließend die hauptsächlich vorkommende und in diesem Sinne typische nachweisbare Hysterese der einzelnen Muskeln in ihrer Charakteristik dargestellt, um ein besseres Verständnis über das Hysterese-Verhalten der untersuchten Muskeln zu ermöglichen. Eine Hysterese war identifiziert, wenn eine Abweichung von > 2 % im jeweiligen korrespondierenden Winkelabschnittsbereich eines Bewegungsablaufes auftrat. Konnten zusätzlich in mehr als der Hälfte der beobachteten Zeitpunkte signifikante Werte im Wilcoxon-Test nachgewiesen werden, so wurde die Hysterese als signifikant eingestuft (nachweisbare Hysterese).

Eine genauere Erläuterung zur Methodik der Ergebnisdarstellung findet sich im Abschnitt Methodik 3.12.



**Abbildung 4.3** Darstellung der quantitativen Ergebnisse des M. rectus abdominis für das KM

In der Mehrzahl der Bewegungsabläufe ist eine nicht-nachweisbare Hysterese vorzufinden, die sich dabei durchgehend im Bereich großer und mittlerer Beanspruchung der Bewegungsphase zeigt. In nur 8/24 Bewegungsabläufen konnte eine nachweisbare und somit signifikante Hysterese nachgewiesen werden. Die nachweisbare Hysterese zeigte dabei eine erwartete und typische Charakteristik. Der Muskel zeigt in den quantitativen Ergebnissen ein situationsunabhängiges bzw. startpositionsunabhängiges Hysterese-Verhalten.

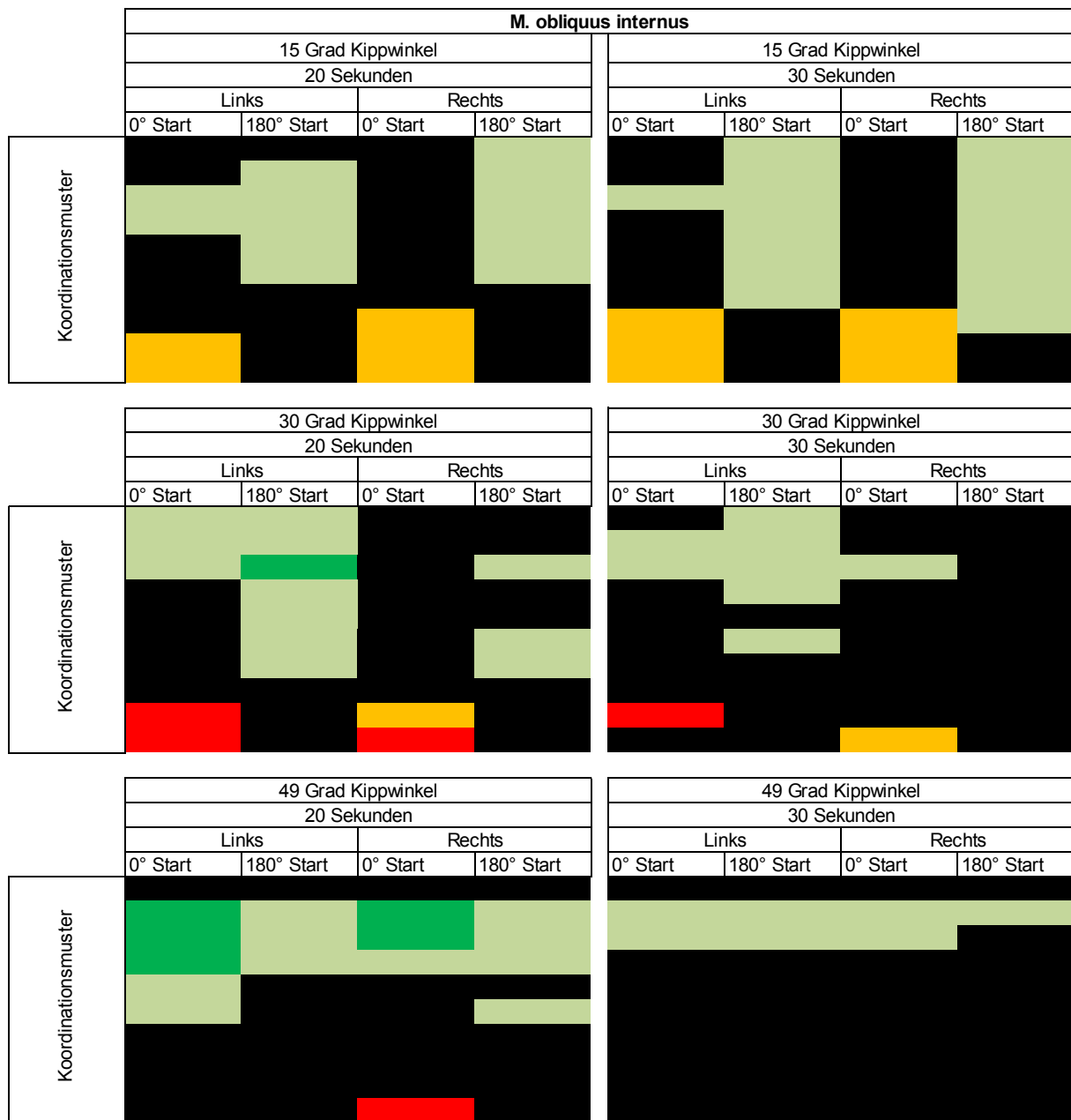


**Abbildung 4.4** Charakteristisches Polardiagramm mit vorwiegend nachgewiesener Hysterese-Ausprägung und Charakteristik des *M. rectus abdominis* (Bewegungsablauf 49°, 20 Sekunden, 180° Start, Linksdrehung). Zur Leseart & Interpretation der Polardiagramme siehe Methodik der Ergebnisdarstellung.

Bei Betrachtung der charakteristischen Hysterese-Kurve des RA konnte in der isometrisch-konzentrischen Phase der Kontraktion eine größere Beanspruchung als in der isometrisch-exzentrischen Phase vorgefunden werden. Die Zunahme der Beanspruchung in der isometrisch-konzentrischen Phase war ab einem Winkelabschnitt von ca. 90° graphisch erkennbar; nachgewiesene signifikante Differenzen im Amplitudenparameter zwischen Hin- und Rückweg der Rotation konnten jedoch lediglich im Bereich zwischen ca. 60° und 30° Abstand vom maximalen Belastungspunkt nachgewiesen werden. Der maximale Belastungspunkt befindet sich für den RA, wie auch für die anderen vorderen Rumpfmuskeln, bei 180° (ideale Rückklippung).

Trotz keiner in der Mehrzahl der Abläufe vorkommenden nachweisbaren Hysterese zeigte der RA eine tendenzielle Systematik in seiner Hysterese-Ausprägung und Charakteristik, da das Hysterese-Verhalten aller signifikanten Abläufe identisch war und durchgehend eine typische Ausprägung aufwies.

#### 4.1.2.1 M. obliquus internus



**Abbildung 4.5** Darstellung der quantitativen Ergebnisse des M. obliquus internus für das KM

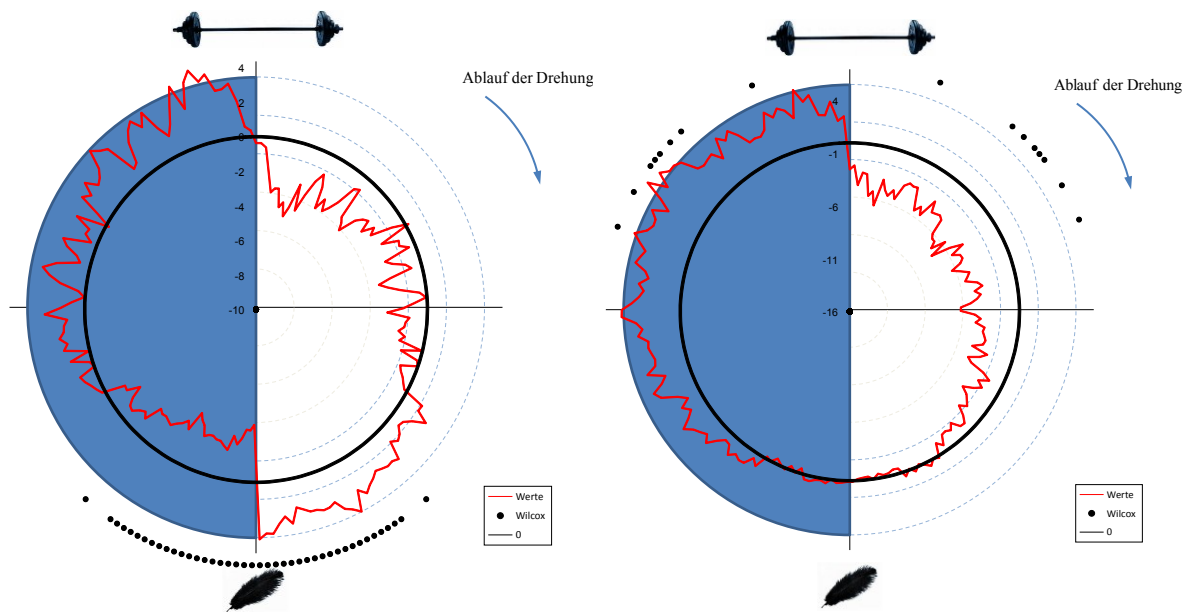
In der Mehrzahl der Bewegungsabläufe ist eine nicht-nachweisbare Hysterese vorzufinden. Auffällig ist ein situationsabhängiges bzw. startpositionsabhängiges Hysterese-Verhalten des Oi, welches sich abhängig vom gewählten Kippwinkel unterscheidet.

Die Bewegungsabläufe mit einer Startposition von 0° und einem Kippwinkel von 15° zeigten im Bereich geringerer Beanspruchung der Bewegungsphase vermehrt eine atypische, nicht-nachweisbare Hysterese. Bei höherem Kippwinkel (30° und 49°)

konnte hingegen in vier Bewegungsabläufen eine nachweisbar atypische Hysterese identifiziert werden.

Bei einer Startposition von  $180^\circ$  zeigte sich im Bereich großer und mittlerer Beanspruchung der Bewegungsphase in fast allen Abläufen eine typische, jedoch meist nicht-nachweisbare Hysterese. In nur 3/24 Abläufen (Kippwinkel  $> 15^\circ$ ) war eine nachweisbar typische Hysterese in diesem Bereich vorzufinden. Im Vergleich zu den Bewegungsabläufen mit einer Startposition von  $0^\circ$  konnte bei einer Startposition von  $180^\circ$  in dem Bereich geringer Beanspruchung der Bewegungsphase durchweg keine Hysterese nachgewiesen werden. In diesem Bereich der Beanspruchung war für keinen der Bewegungsabläufe nennenswerte Differenzen zwischen Hin- und Rückweg der Rotation vorzufinden (schwarz markierter Bereich).

Bei einem Kippwinkel von  $49^\circ$  zeigte sich in allen 8 Abläufen, unabhängig von der Startposition, ein ähnliches Hysterese-Verhalten. Im Bereich größerer Beanspruchung konnte durchweg eine typische Hysterese nachgewiesen werden. In 2/8 Abläufen war die Hysterese dabei signifikant und somit nachweisbar. Im Bereich geringer Beanspruchung der Bewegungsphase konnte für einen Bewegungsablauf eine atypisch nachweisbare Hysterese identifiziert werden. Die restlichen Bewegungsabläufe mit einem Kippwinkel von  $49^\circ$  zeigten im Bereich geringer Beanspruchung der Bewegungsphase jedoch keine Unterschiede zwischen Hin- und Rückweg der Rotation – es war somit keine Hysterese nachweisbar (schwarz markierter Bereich).



**Abbildung 4.6** Charakteristische Polardiagramme mit vorwiegend nachgewiesener Hysterese-Ausprägung und Charakteristik des *M. obliquus internus* (links: Bewegungsablauf 30°, 20 Sekunden, 0° Start, Linksdrehung, rechts: Bewegungsablauf 30°, 20 Sekunden, 180° Start, Linksdrehung).

Die charakteristische Hysterese-Kurve des OI bei einer Startposition von 0° (linkes Polardiagramm in der Abbildung 4.6) zeigt ein untypisches Hysterese-Verhalten, da in der isometrisch-exzentrischen Phase der Kontraktion eine größere Beanspruchung als in der isometrisch-konzentrischen Phase nachgewiesen werden konnte. Die Zunahme der Beanspruchung in der isometrisch-exzentrischen Phase war ab einem Winkelabschnitt von ca. 120° graphisch erkennbar, nachgewiesene signifikante Differenzen konnten 40° vom minimalen Belastungspunkt vorgefunden werden. Der minimale Belastungspunkt befindet sich für die vorderen Rumpfmuskeln bei 0° (Vorkippung), da in diesem Bereich die geringste Beanspruchung und Ansteuerung erreicht wird.

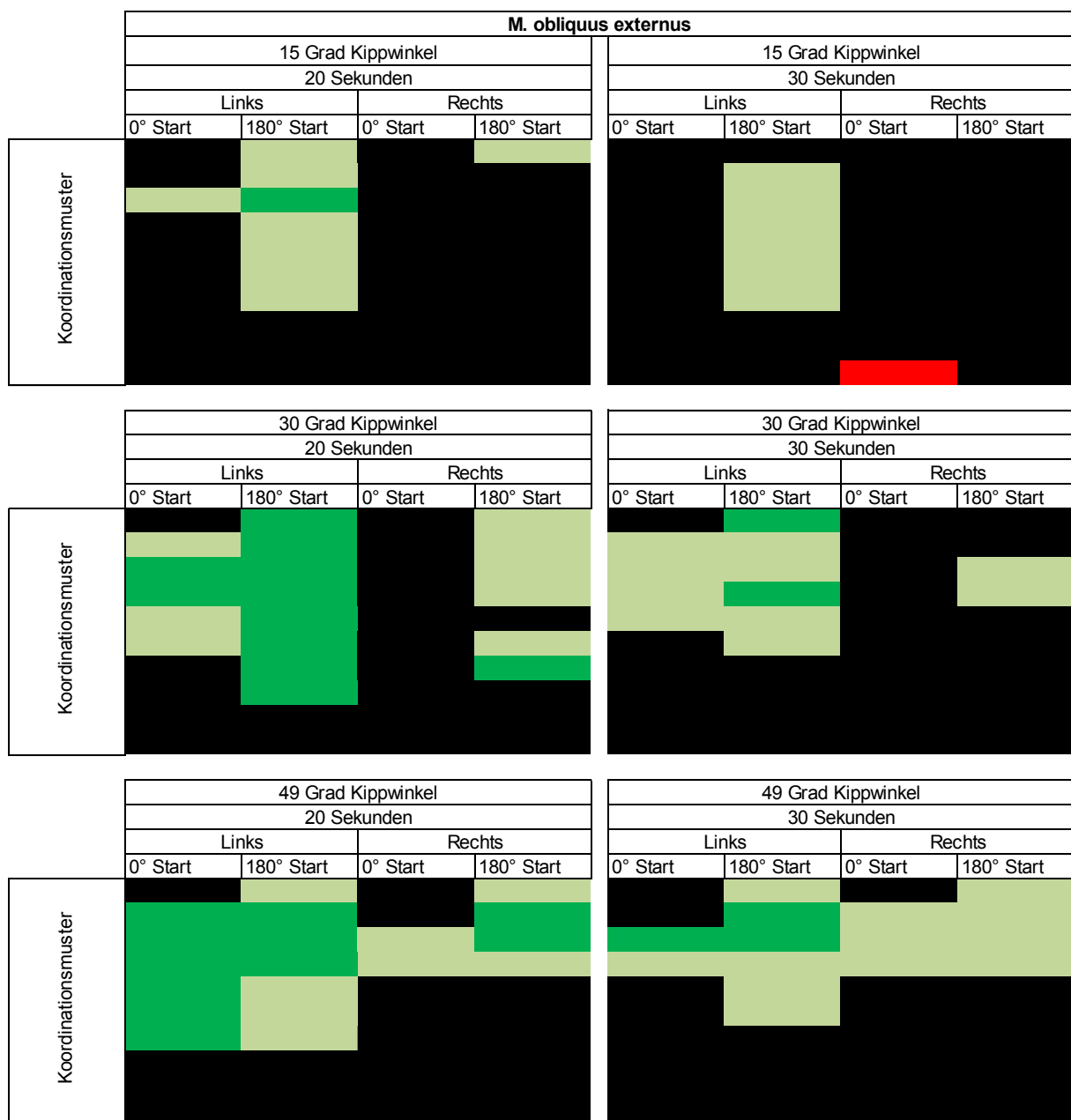
Bei Betrachtung der charakteristischen Hysterese-Kurve des OI mit einer Startposition von 180° (rechtes Polardiagramm in der Abbildung 4.6) lässt sich hingegen ein typisches Hysterese-Verhalten nachweisen. Im Gegensatz zu den Bewegungsabläufen mit einer Startposition von 0° konnte in der isometrisch-konzentrischen Phase der Kontraktion eine größere Beanspruchung als in der isometrisch-exzentrischen Phase vorgefunden werden. Die Zunahme der Beanspruchung in der isometrisch-konzentrischen Phase war ab einem Winkelabschnitt von ca. 30° graphisch erkennbar; nachgewiesene signifikante

Differenzen konnten jedoch lediglich im Bereich zwischen ca.  $60^\circ$  und  $40^\circ$  Abstand vom maximalen Belastungspunkt identifiziert werden.

Obwohl mehrheitlich keine nachweisbare Hysterese für die Bewegungsabläufe identifizierbar war, zeigte der OI eine tendenzielle Systematik in seiner Hysterese-Ausprägung und Charakteristik, die sich jedoch abhängig von der gewählten Startposition unterschied. Bei einer Startposition von  $180^\circ$  (Rückkipfung) konnte ausschließlich eine typische Hysterese nachgewiesen werden, während bei einer Startposition von  $0^\circ$  zusätzlich eine atypische Hysterese im Bereich geringer Beanspruchung der Bewegungsphase vorzufinden war.

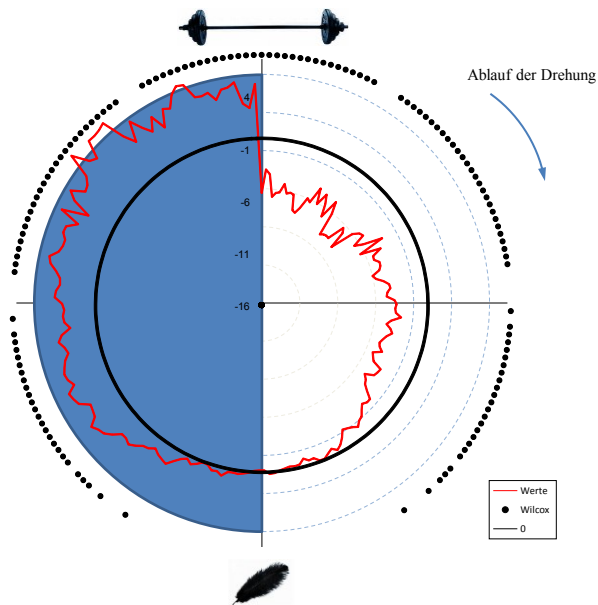


#### 4.1.2.2 M. obliquus externus



**Abbildung 4.7** Darstellung der quantitativen Ergebnisse des M. obliquus externus

In der Mehrzahl der Bewegungsabläufe ist eine statistisch nicht-nachweisbare Hysterese vorzufinden, die sich durchgehend im Bereich großer und mittlerer Beanspruchung der Bewegungsphase zeigt. In 11/24 Bewegungsabläufen ließ sich eine nachweisbare und somit signifikante Hysterese identifizieren. Die nachweisbare Hysterese war in zehn Bewegungsabläufen typisch und erwartet in ihrer Charakteristik. In einem Bewegungsablauf konnte eine nachweisbar atypische Hysterese nachgewiesen werden. Für den Muskel zeigt sich in den quantitativen Ergebnissen ein situationsunabhängiges bzw. startpositionsunabhängiges Hysterese-Verhalten.

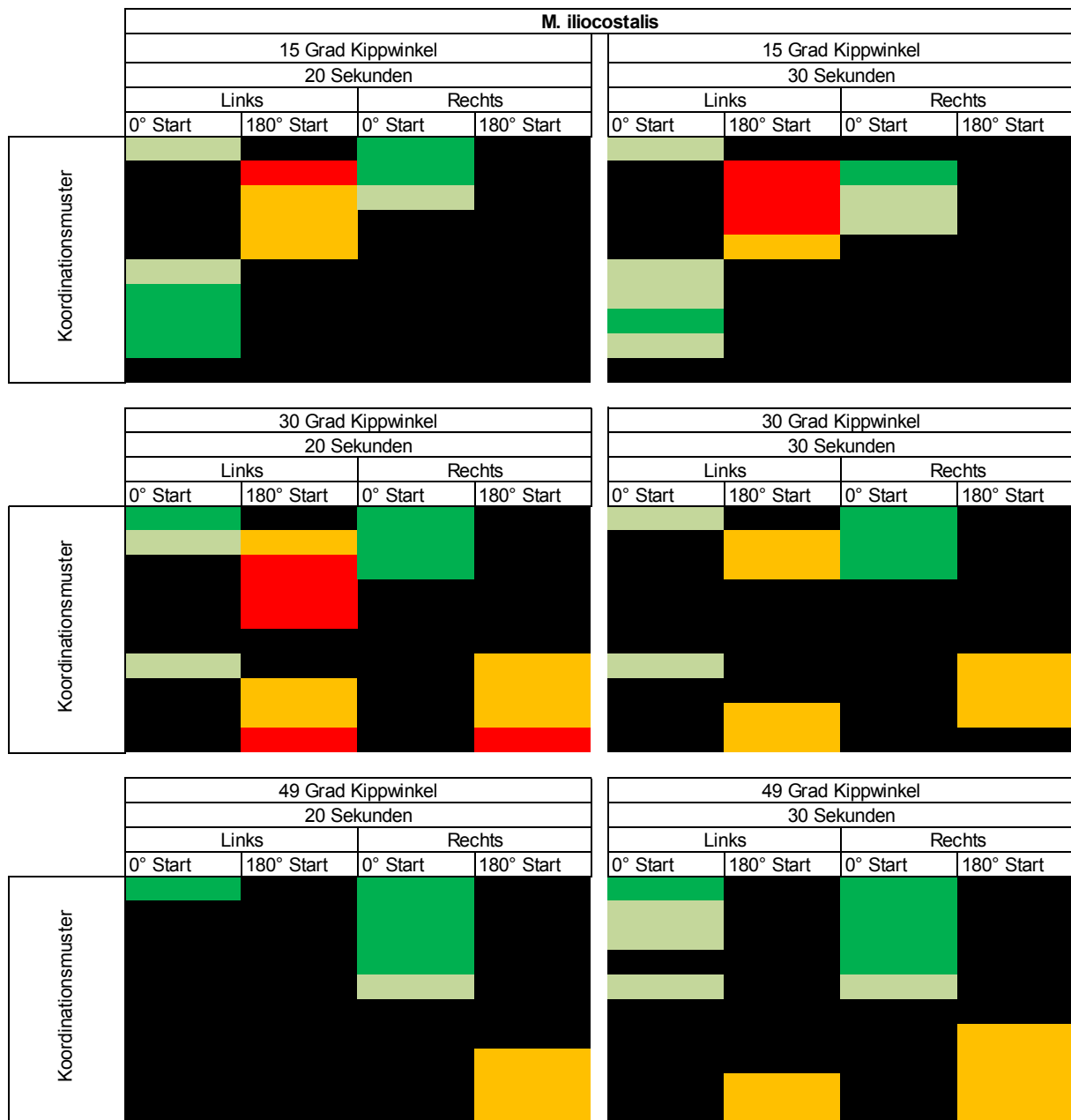


**Abbildung 4.8** Charakteristisches Polardiagramm mit vorwiegend nachgewiesener Hysteresie-Ausprägung und Charakteristik des *M. obliquus externus* (Bewegungsablauf 30°, 20 Sekunden, 180° Start, Linksdrehung).

Bei Betrachtung der charakteristischen Hysteresie-Kurve des OE konnte, ebenso wie beim RA, in der isometrisch-konzentrischen Phase der Kontraktion eine größere Beanspruchung als in der isometrisch-exzentrischen Phase vorgefunden werden. Die Hysteresie ist folglich typisch in ihrem Verhalten. Signifikante und graphisch erkennbare Differenzen zwischen Hin- und Rückweg der Rotation konnten bis zu einem 150°- Abstand vom maximalen Belastungspunkt nachgewiesen werden.

Obwohl der OE mehrheitlich keine nachweisbare Hysteresie für die durchgeführten Bewegungsabläufe aufweist, konnte jedoch tendenziell eine Systematik in der Hysteresie-Ausprägung und Charakteristik festgestellt werden. Der Muskel zeigt in der Mehrzahl der Bewegungsabläufe ein typisches Hysteresie-Verhalten im Bereich größerer Beanspruchung. Eine Ausnahme stellt dabei ein Bewegungsablauf des OE dar, für den ein nachweisbar atypisches Hysteresie-Verhalten identifiziert wurde.

#### 4.1.2.3 M. iliocostalis

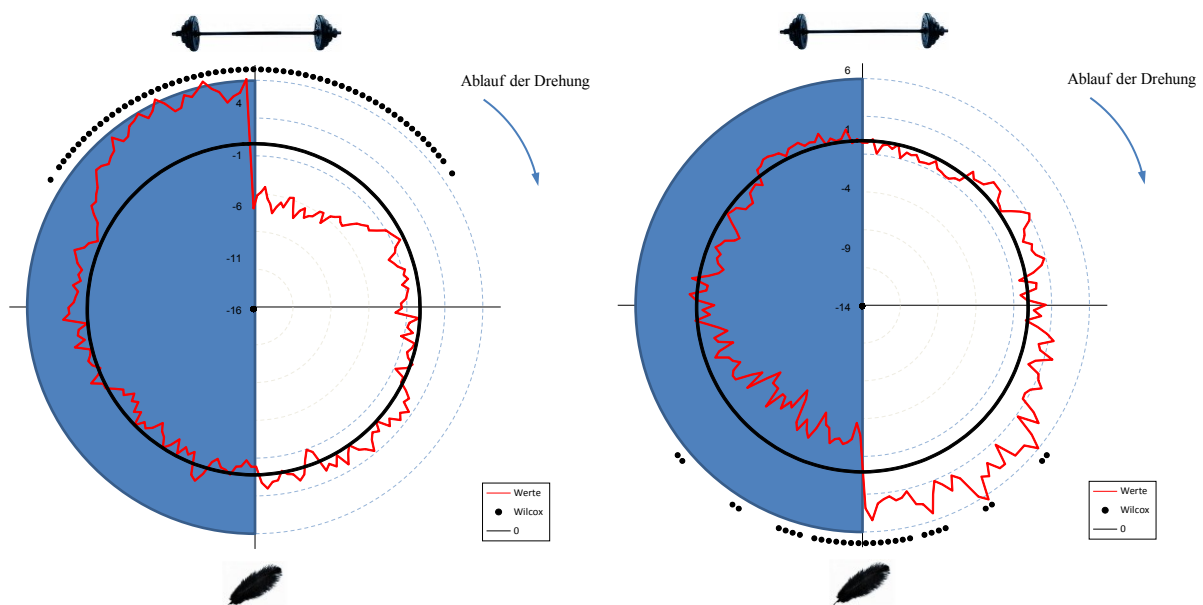


**Abbildung 4.9** Darstellung der quantitativen Ergebnisse des M. obliquus externus

In der Mehrzahl der Bewegungsabläufe ist eine nachweisbare und somit signifikante Hysterese identifizierbar, die dabei abhängig von der Startposition eine unterschiedliche Charakteristik und Ausprägung aufweist. Für den Muskel zeigt sich folglich in den quantitativen Ergebnissen ein situationsabhängiges bzw. startpositionsabhängiges Hysterese-Verhalten.

Bei den Bewegungsabläufen mit einer Startposition von 0° zeigte sich in 11/12 Abläufen im Bereich größerer und mittlerer Beanspruchung der Bewegungsphase eine nachweisbare Hysterese, die dabei ein typisches und erwartetes Verhalten

aufwies. Im Gegensatz zeigten die Abläufe mit einer Startposition von  $180^\circ$  durchweg eine atypische, jedoch meist statistisch nicht nachweisbare Hysterese. In nur vier Bewegungsabläufen war eine nachweisbar atypische Hysterese zu identifizieren. Die nachweisbare Hysterese zeigte sich dabei in zwei Abläufen im Bereich mittlerer und geringerer Beanspruchung (Bewegungsabläufe mit  $30^\circ$  Kippwinkel) sowie in den zwei anderen Abläufen im Bereich größerer Beanspruchung der Bewegungsphase (jeweils bei  $15^\circ$  Kippwinkel).



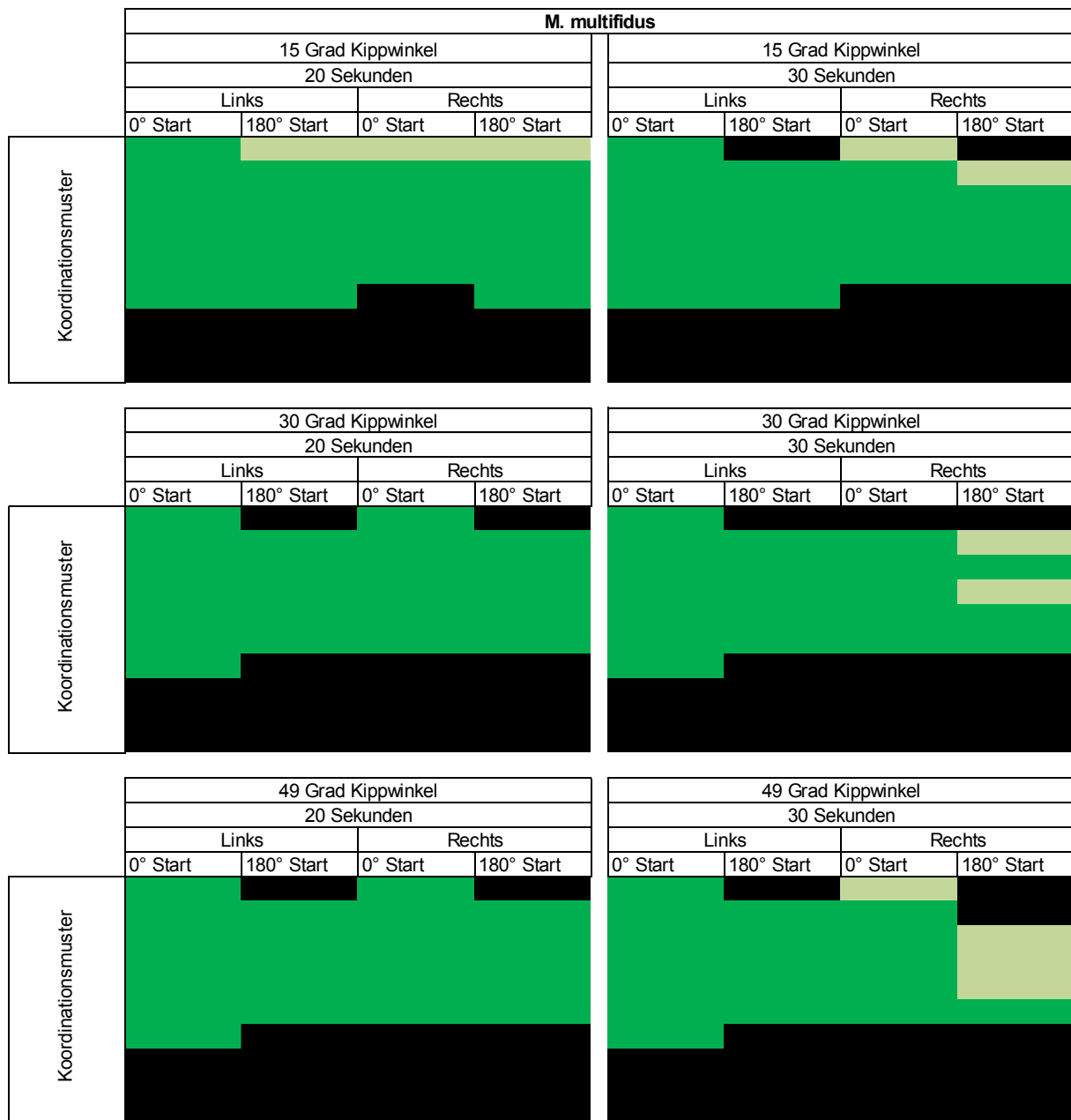
**Abbildung 4.10** Charakteristische Polardiagramme mit vorwiegend nachgewiesener Hysterese-Ausprägung und Charakteristik des *M. iliocostalis* (links: Bewegungsablauf  $30^\circ$ , 20 Sekunden,  $0^\circ$  Start, Rechtsdrehung; rechts: Bewegungsablauf  $30^\circ$ , 20 Sekunden,  $180^\circ$  Start, Rechtsdrehung).

Bei Betrachtung der charakteristischen Hysterese-Kurve des IC mit einer Startposition von  $0^\circ$  (linkes Polardiagramm in der Abbildung 4.10) konnte in der isometrisch-konzentrischen Phase der Kontraktion eine größere Beanspruchung als in der isometrisch-exzentrischen Phase vorgefunden werden – die nachweisbare Hysterese ist somit typisch in ihrem Verhalten. Die Zunahme der Beanspruchung in der isometrisch-konzentrischen Phase war ab einem Winkelabschnitt von ca.  $90^\circ$  graphisch erkennbar, nachgewiesene signifikante Differenzen konnten lediglich für einen  $60^\circ$ -Abstand vom maximalen Belastungspunkt nachgewiesen werden. Der maximale Belastungspunkt befindet sich für den IC und die anderen hinteren Rumpfmuskeln bei  $0^\circ$  (ideale Vorkippung).

Bei der charakteristischen Hysterese-Kurve mit einer Startposition von  $180^\circ$  (rechtes Polardiagramm in der Abbildung 4.10) war hingegen eine nachweisbar atypische Hysterese zu identifizieren, die sich durch eine größere Beanspruchung in der isometrisch-exzentrischen Phase auszeichnete. Erkennbar war eine Zunahme der Beanspruchung ab einem Winkelabschnitt von ca.  $45^\circ$ ; signifikante Differenzen zwischen Hin- und Rückweg der Rotation konnten jedoch für einen  $40^\circ$ -Abstand vom minimalen Belastungspunkt ( $180^\circ$ ) nachgewiesen werden.

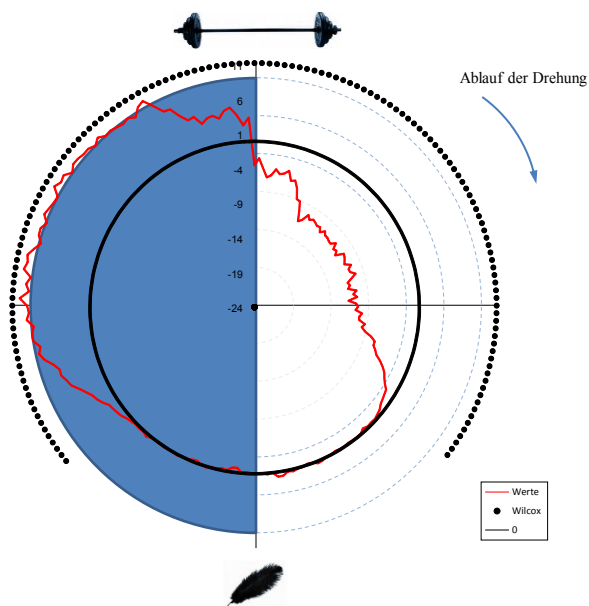
Der IC weist in der Mehrzahl der Bewegungsabläufe eine nachweisbare Hysterese auf, die sich jedoch in ihrer Charakteristik und Ausprägung abhängig von der gewählten Startposition unterscheidet. Bei einer Startposition von  $180^\circ$  konnte vermehrt eine nicht-nachweisbar atypische Hysterese vorgefunden werden, während bei einer Startposition von  $0^\circ$  fast durchweg eine ausschließlich nachweisbar typische Hysterese im Bereich größerer Beanspruchung der Bewegungsphase auffindbar war.

#### 4.1.2.4 M. multifidus



**Abbildung 4.11** Darstellung der quantitativen Ergebnisse des M. multifidus

In allen Bewegungsabläufen ist eine nachweisbare Hysterese identifizierbar, die sich dabei im Bereich großer und mittlerer Beanspruchung der Bewegungsphase zeigt. Die nachweisbare Hysterese war dabei durchgängig erwartet und typisch in der Charakteristik, da eine erhöhte Beanspruchung in der isometrisch-konzentrischen Phase der Kontraktion nachweisbar war. Der MF zeigt ein situationsunabhängiges bzw. startpositionsunabhängiges Hysterese-Verhalten.

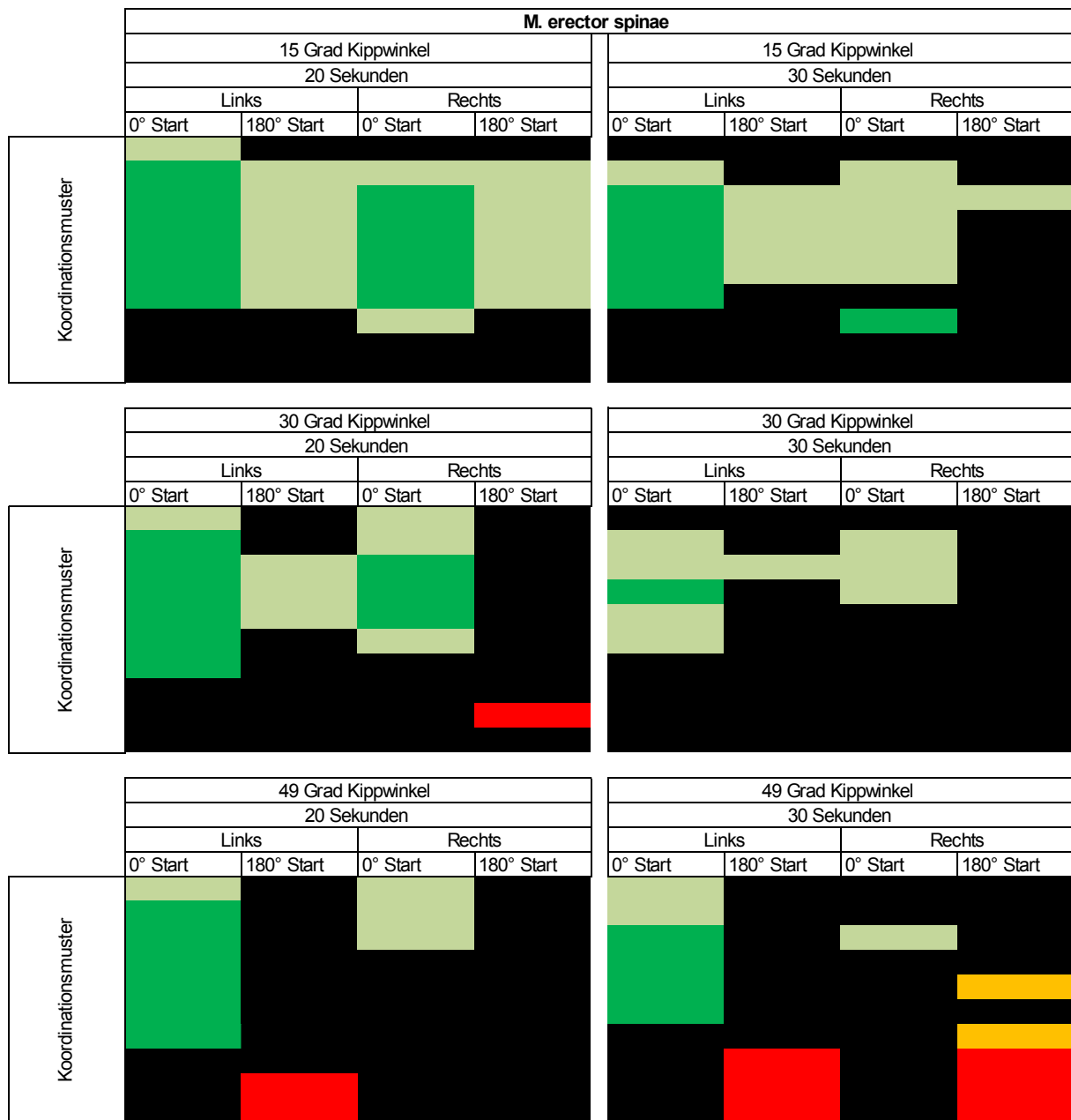


**Abbildung 4.12** Charakteristisches Polardiagramm mit vorwiegend nachgewiesener Hysterese-Ausprägung und Charakteristik des *M. multifidus* (Bewegungsablauf 30°, 20 Sekunden, 0° Start, Linksdrehung).

Bei Betrachtung der charakteristischen Hysterese-Kurve des MF konnte in der isometrisch-konzentrischen Phase der Kontraktion eine größere Beanspruchung als in der isometrisch-exzentrischen Phase vorgefunden werden. Signifikante und graphisch erkennbare Differenzen zwischen Hin- und Rückweg der Rotation konnten für einen 135°-Abstand vom maximalen Belastungspunkt nachgewiesen werden.

Der MF zeigt eine eindeutige Systematik in seiner Hysterese-Ausprägung und Charakteristik, da das Hysterese-Verhalten in allen Bewegungsabläufen als typisch und signifikant einzustufen war.

#### 4.1.2.5 M. erector spinae (pars longissimus)

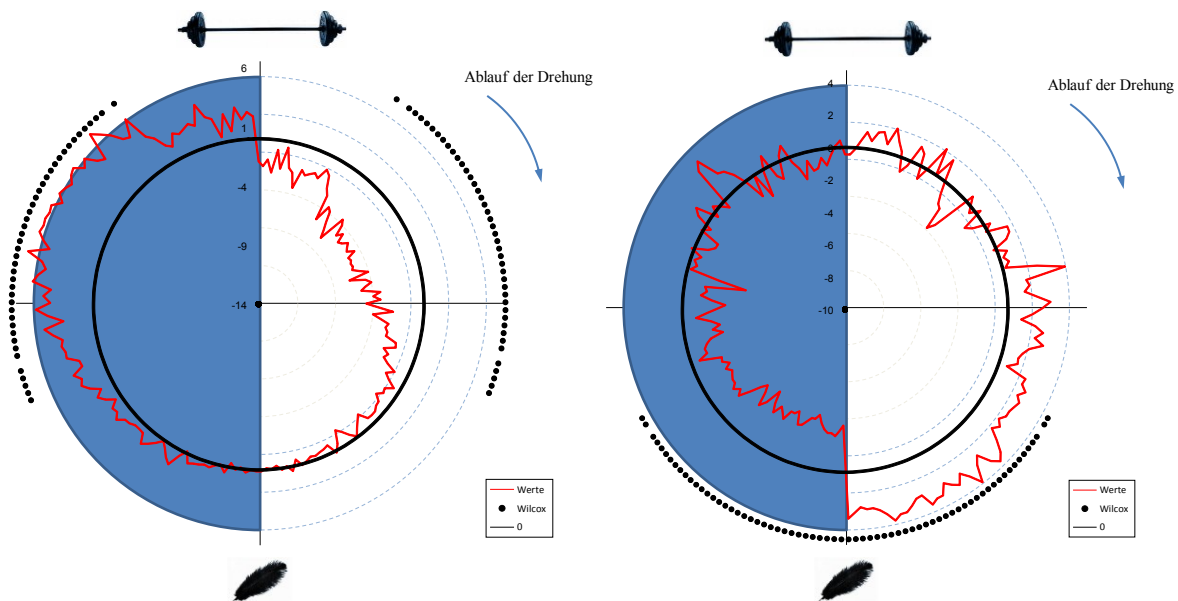


**Abbildung 4.13** Darstellung der quantitativen Ergebnisse des M. erector spinae

In der Mehrzahl der Bewegungsabläufe ist eine nachweisbare Hysterese identifizierbar. Bei den Bewegungsabläufen mit einem Kippwinkel von 15° und 30° zeigte sich fast ausschließlich eine typische Hysterese im Bereich großer und mittlerer Beanspruchung der Bewegungsphase, die vor allem bei einer Startposition von 0° vermehrt als signifikant nachweisbar war. Bei höherem Kippwinkel (49°) konnte hingegen vermehrt ein situationsabhängiges bzw. startpositionsabhängiges Hysterese-Verhalten nachgewiesen werden. Bei den Bewegungsabläufen mit einer Startposition von 180° zeigte sich hier in drei Bewegungsabläufen eine nachweisbar atypische Hysterese im Bereich geringer Beanspruchung der Bewegungsphase,



während bei  $0^\circ$  eine typische Hysterese im Bereich großer Beanspruchung nachweisbar war.



**Abbildung 4.14** Charakteristische Polardiagramme mit vorwiegend nachgewiesener Hysterese-Ausprägung und Charakteristik des *M. erector spinae* (pars longissimus) (links: Bewegungsablauf  $49^\circ$ , 30 Sekunden,  $0^\circ$  Start, Linksdrehung; rechts: Bewegungsablauf  $49^\circ$ , 30 Sekunden,  $180^\circ$  Start, Linksdrehung).

Bei Betrachtung der charakteristischen Hysterese-Kurve des ES mit einer Startposition von  $0^\circ$  (linkes Polardiagramm in der Abbildung) konnte eine typische Hysterese nachgewiesen werden, die sich durch eine größere Beanspruchung in der isometrisch-konzentrischen Phase der Kontraktion auszeichnet. Die Zunahme der Beanspruchung in der isometrisch-konzentrischen Phase war ab einem Winkelabschnitt von ca.  $30^\circ$  graphisch erkennbar; nachgewiesene signifikante Differenzen im Amplitudenparameter zwischen Hin- und Rückweg der Rotation konnten jedoch lediglich im Bereich zwischen ca.  $160^\circ$ - und  $60^\circ$ -Abstand vom maximalen Belastungspunkt nachgewiesen werden.

Die charakteristische Hysterese-Kurve des ES mit einer Startposition von  $180^\circ$  (rechtes Polardiagramm in der Abbildung) zeigte beim Kippwinkel von  $49^\circ$  hingegen ein atypisches Hysterese-Verhalten. Eine Zunahme der Beanspruchung in der isometrisch-exzentrischen Phase war ab einem Winkelabschnitt von ca.  $70^\circ$  graphisch erkennbar, signifikante Differenzen konnten jedoch nur für einen  $60^\circ$ -Abstand vom minimalen Belastungspunkt nachgewiesen werden.

Der ES zeigt eine Systematik in seiner Hysterese-Ausprägung und Charakteristik. Bei Kippwinkel-Positionen unter  $49^\circ$  zeigt sich überwiegend eine typische Hysterese im Bereich großer Beanspruchung. Bei einem Kippwinkel von  $49^\circ$  lässt sich ein vermehrt situationsabhängiges Hysterese-Verhalten nachweisen.

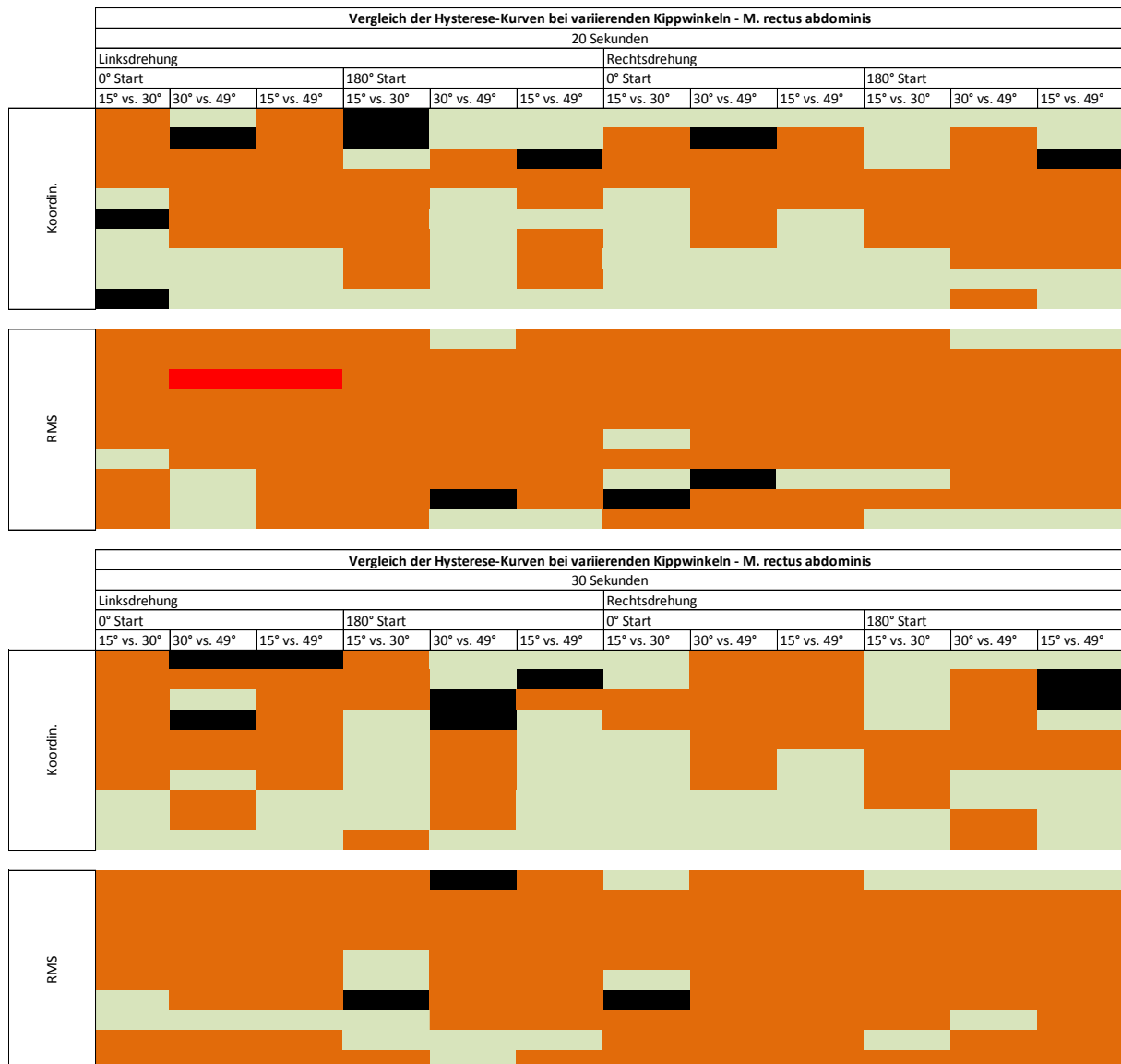
#### **4.2 Einfluss der äußeren Bedingungen auf die Ausprägung einer möglich nachweisbaren Hysterese**

Im nachfolgenden Abschnitt werden die Ergebnisse der Fragestellung „Einfluss der äußeren Bedingungen auf die Ausprägung einer möglich nachweisbaren Hysterese“ dargestellt. Die Ergebnisse werden hinsichtlich der variierenden äußeren Bedingung (Kippwinkel, Startposition, Rotationszeit und Drehrichtung) getrennt und für jeden Muskel einzeln aufgeführt. Die an die dargestellten Ergebnisse angeschlossene schriftliche Abhandlung hat das Ziel, die graphisch aufbereiteten Ergebnisse zu beschreiben und zusammenzufassen. Ebenso werden ausgewählte, charakteristische Ergebnisse mithilfe von Polardiagrammen dargestellt. Durch den direkten graphischen Vergleich zweier zu vergleichenden Hysterese-Kurven kann der Einfluss der äußeren Bedingungen besser beurteilt und eingeordnet werden.

Eine Erläuterung zur Methodik der nachfolgenden Ergebnisdarstellung findet sich im Abschnitt 3.12.

## 4.2.1 Vergleich der Hysterese-Kurven bei variierenden Kippwinkeln

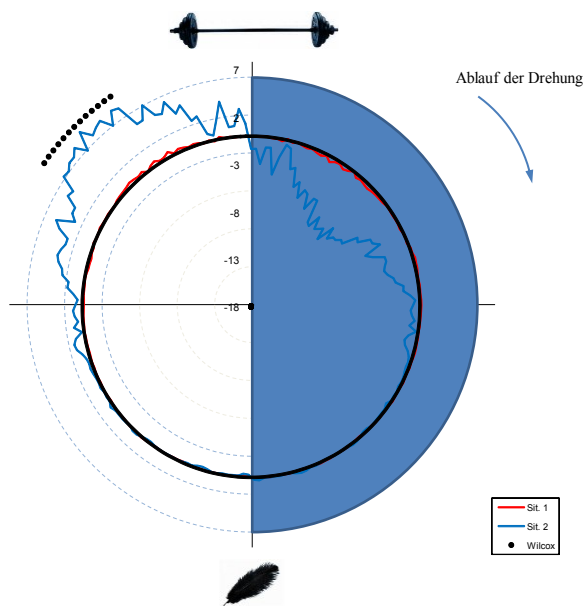
### 4.2.1.1 M. rectus abdominis



**Abbildung 4.15** Darstellung der Vergleiche der Hysterese-Kurven bei variierendem Kippwinkel im KM und RMS für den M. rectus abdominis – Farbkodierung: **Fall 1 (hellgrün)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 2 (dunkelgrün)** = signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 3 (orange)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 4 (rot)** = signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 5 schwarz**= Unterschied zwischen Situation 1 und Situation 2 < 10 %

Beim Vergleich der Hysterese-Kurven im Amplitudenparameter RMS zeigte sich eine Systematik hinsichtlich der Hysterese-Ausprägung, Charakteristik und Abweichung. Es konnte vermehrt eine größere Hysterese für den größeren zu vergleichenden Kippwinkel (Fall 3) festgestellt werden. In zwei Hysterese-Vergleichen war eine signifikant größere Hysterese für den größeren zu vergleichenden Kippwinkel (Fall 4) nachzuweisen.

Im Koordinationsmuster zeigte der M. rectus abdominis tendenziell im Bereich des Kraftmaximums eine vermehrt größere Hysterese für den größeren zu vergleichenden Kippwinkel (Fall 3). Im Bereich der geringeren/geringsten Beanspruchung (Kraftminimum) der Bewegungsphase zeigte sich vermehrt eine größere Hysterese für die kleineren Kippwinkel (Fall 1). Es konnten keine auffälligen Unterschiede zwischen den Hysterese-Kurven bei 20 und 30 Sekunden Rotationszeit festgestellt werden. Die verglichenen Hysterese-Kurven wiesen im Koordinationsmuster keine signifikanten Abschnittsbereiche auf.



**Abbildung 4.16** Vergleich zweier sich im Kippwinkel unterscheidender Hysterese-Kurven des M. rectus abdominis im Amplitudenparameter RMS (Hysterese-Kurve rot: 15°, 20 Sek., 0° Start, li. und Hysterese-Kurve blau: 49°, 20 Sek., 0° Start, li.)

Beim Vergleich der beiden Hysterese-Kurven, die sich im Kippwinkel voneinander unterscheiden (15° vs. 49°), zeigte sich im Bereich der isometrisch-konzentrischen Phase der Kontraktion eine signifikant größere Beanspruchung für die Hysterese-Kurve mit einer Kippwinkelposition von 49°. Die nachgewiesenen signifikanten Differenzen zwischen den beiden Hysterese-Kurven waren dabei im Bereich zwischen ca. 50°- und 30°-Abstand vom maximalen Belastungspunkt nachweisbar.

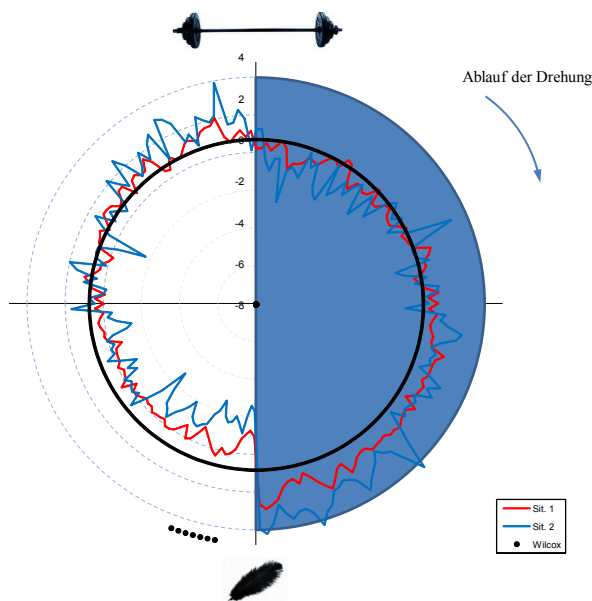
#### 4.2.1.2 M. obliquus internus



**Abbildung 4.17** Darstellung der Vergleiche der Hysterese-Kurven bei variierendem Kippwinkel im KM und RMS für den M. obliquus internus – Farbkodierung: **Fall 1 (hellgrün)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 2 (dunkelgrün)** = signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 3 (orange)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 4 (rot)** = signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 5 schwarz**= Unterschied zwischen Situation 1 und Situation 2 < 10 %

Beim Vergleich der Hysterese-Kurven im Amplitudenparameter RMS zeigte sich eine tendenzielle Systematik hinsichtlich der Hysterese-Ausprägung, Charakteristik und Abweichung. Es konnte auch für den Oi vermehrt eine größere Hysterese für den größeren zu vergleichenden Kippwinkel (Fall 3) festgestellt werden. In zwei Hysterese-Vergleichen war hierbei eine signifikant größere Hysterese für den größeren zu vergleichenden Kippwinkel nachzuweisen (Fall 4). Im Gegensatz zum M. rectus abdominis war die auftretende Systematik der verglichenen Hysterese-Kurven jedoch weniger stark ausgeprägt.

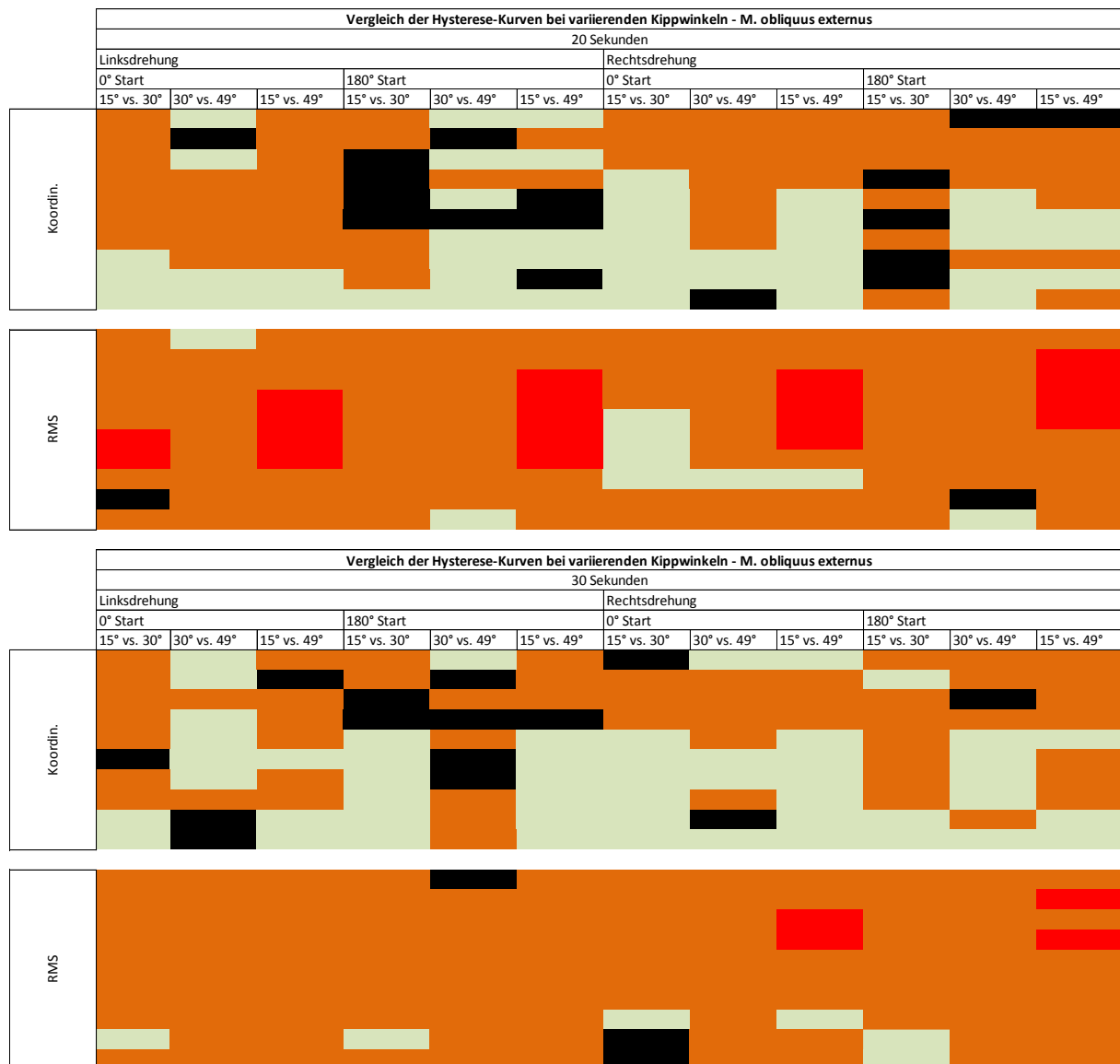
Die Hysterese-Ausprägung und Charakteristik der zu vergleichenden Hysterese-Kurven bei der Darstellung des Koordinationsmusters ähnelt dem Abbild des M. rectus abdominis. Jedoch ist das Auftreten einer größeren Hysterese im Bereich des Kraftmaximums geringer ausgeprägt (Fall 2). Im Bereich der geringeren Beanspruchung der Bewegungsphase zeigte sich, wie auch beim M. rectus abdominis, eine größere Hysterese für den kleineren zu vergleichenden Kippwinkel (Fall 1). Auch für den OI konnten im Koordinationsmuster, wie auch für den RA, keine signifikanten Abschnittsbereiche nachgewiesen werden.



**Abbildung 4.18** Vergleich zweier sich im Kippwinkel unterscheidender Hysterese-Kurven des M. obliquus internus im Amplitudenparameter RMS (Hysterese-Kurve **rot**: 15°, 20 Sek., 0° Start, **re.** und Hysterese-Kurve **blau**: 30°, 20 Sek., 0° Start, **re.**)

Beim Vergleich der beiden Hysterese-Kurven, die sich im Kippwinkel voneinander unterscheiden (15° vs. 30°), zeigten sich die signifikanten Differenzen zwischen beiden Hysterese-Kurven in der isometrisch-konzentrischen Phase der Kontraktion. Eine signifikant größere Beanspruchung war hierbei für die Hysterese-Kurve mit einer Kippwinkelposition von 30° nachweisbar, welche dabei im Gegensatz zum RA, im Bereich des minimalen Belastungspunktes auffindbar war.

#### 4.2.1.3 M. obliquus externus

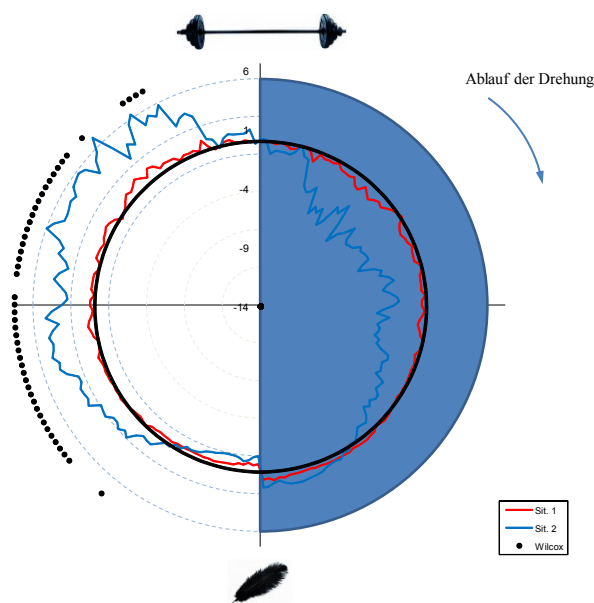


**Abbildung 4.19** Darstellung der Vergleiche der Hysterese-Kurven bei variierendem Kippwinkel im KM und RMS für den M. obliquus externus – Farbkodierung: **Fall 1 (hellgrün)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 2 (dunkelgrün)** = signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 3 (orange)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 4 (rot)** = signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 5 schwarz**= Unterschied zwischen Situation 1 und Situation 2 < 10 %

Beim Vergleich der Hysterese-Kurven im Amplitudenparameter RMS zeigte sich eine ausgeprägte Systematik hinsichtlich der Hysterese-Ausprägung, Charakteristik und Abweichung. Es konnte eine größere Hysterese für den größeren zu vergleichenden Kippwinkel (Fall 3) in der Mehrzahl der Vergleiche festgestellt werden. In sieben direkten Vergleichen zweier Hysterese-Kurven war dabei eine signifikant größere Hysterese für den größeren zu vergleichenden Kippwinkel nachweisbar (Fall 4), wobei davon in sechs Vergleichen die größere Hysterese bei einem Kippwinkelvergleich von 49° zu 15° auftrat. 5/7 der signifikanten Hysterese-

Vergleiche waren Hysterese-Kurven mit einer Rotationszeit von 20 Sekunden. Die signifikant größere Hysterese für den größeren zu vergleichenden Kippwinkel zeigte sich dabei im Bereich größerer und mittlerer Beanspruchung der Bewegungsphase (Bereich Kraftmaximum).

Beim Vergleich der Hysterese-Kurven im Amplitudenparameter Koordinationsmuster zeigte sich lediglich eine leichte Tendenz hinsichtlich der Hysterese-Ausprägung, Charakteristik und Abweichung. Im Bereich größerer Beanspruchung ließ sich vermehrt eine größere Hysterese für den größeren zu vergleichenden Winkel (Fall 3) feststellen. Im Bereich der geringeren/geringsten Beanspruchung der Bewegungsphase hingegen konnte vermehrt eine größere Hysterese für die kleineren Winkelpositionen vorgefunden werden (Fall 1). Die verglichenen Hysterese-Kurven wiesen im Koordinationsmuster keine signifikanten Abschnittsbereiche auf.

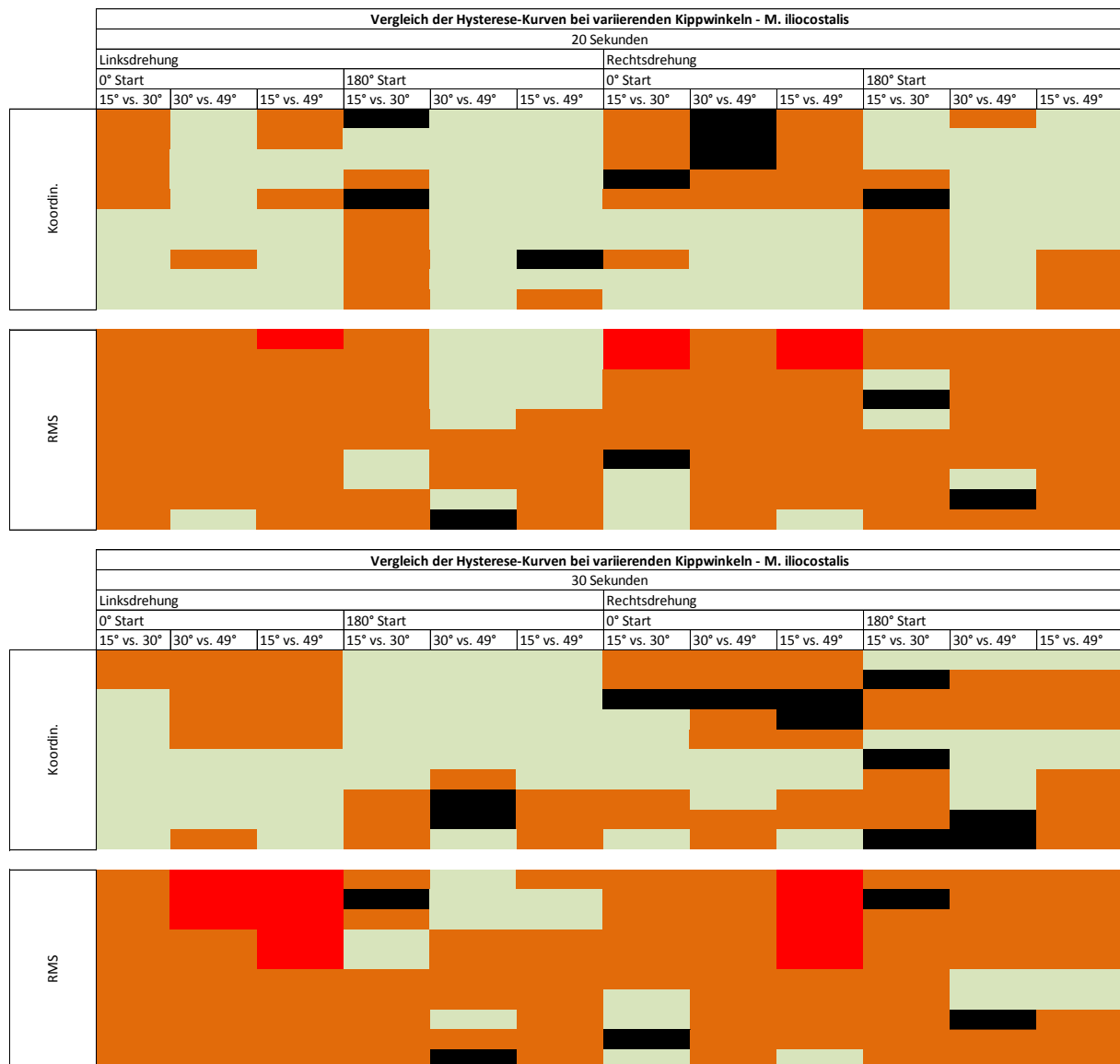


**Abbildung 4.20** Vergleich zweier sich im Kippwinkel unterscheidender Hysterese-Kurven des *M. obliquus externus* im Amplitudenparameter RMS (Hysterese-Kurve rot: 15°, 20 Sek., 0° Start, li. und Hysterese-Kurve blau: 49°, 20 Sek., 0° Start, li.)

Beim Vergleich der beiden Hysterese-Kurven, die sich im Kippwinkel voneinander unterscheiden (15° vs. 49°), zeigte sich im Bereich der isometrisch-konzentrischen Phase der Kontraktion eine signifikant größere Beanspruchung für die Hysterese-Kurve mit einer Kippwinkelposition von 49°. Die nachgewiesenen signifikanten Differenzen zwischen den beiden Hysterese-Kurven waren dabei im Bereich zwischen ca. 145°- und 45°-Abstand vom maximalen Belastungspunkt vorzufinden.



#### 4.2.1.4 M. iliocostalis

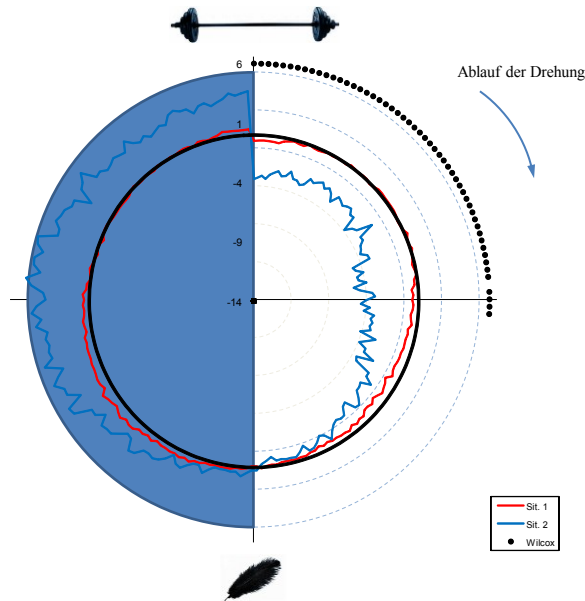


**Abbildung 4.21** Darstellung der Vergleiche der Hysterese-Kurven bei variierendem Kippwinkel im KM und RMS für den M. iliocostalis – Farbkodierung: **Fall 1 (hellgrün)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 2 (dunkelgrün)** = signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 3 (orange)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 4 (rot)** = signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 5 schwarz**= Unterschied zwischen Situation 1 und Situation 2 < 10 %

Beim Vergleich der Hysterese-Kurven im Amplitudenparameter RMS zeigte sich eine Systematik hinsichtlich der Hysterese-Ausprägung, Charakteristik und Abweichung. Es konnte vermehrt eine größere Hysterese für den größeren zu vergleichenden Kippwinkel (Fall 3) nachgewiesen werden. In sechs direkten Vergleichen zweier Hysterese-Kurven war hierbei eine signifikant größere Hysterese für den größeren zu vergleichenden Kippwinkel nachweisbar (Fall 4).

Beim Vergleich der Hysterese-Kurve 1 (Situation 1) und Hysterese-Kurve 2 (Situation 2) im Amplitudenparameter des Koordinationsmusters ließ sich keine Systematik und

keine Tendenz erkennen. Die Häufigkeit des Auftretens von Fall 1 und Fall 3 war ausgeglichen. Die verglichenen Hysterese-Kurven wiesen im Koordinationsmuster keine signifikanten Abschnittsbereiche auf.



**Abbildung 4.22** Vergleich zweier sich im Kippwinkel unterscheidender Hysterese-Kurven des *M. iliocostalis* im Amplitudenparameter RMS (Hysterese-Kurve **rot**: 15°, 30 Sek., 0° Start, **li.** und Hysterese-Kurve **blau**: 49°, 30 Sek., 0° Start, **li.**)

Beim Vergleich der beiden Hysterese-Kurven, die sich im Kippwinkel voneinander unterscheiden (15° vs. 30°), zeigten sich die signifikanten Differenzen zwischen beiden Hysterese-Kurven im Abstand von 90° vom maximalen Belastungspunkt. Die Hysterese-Kurve mit einer Kippwinkelposition von 49° wies dabei eine signifikant größere Beanspruchung auf als die zu vergleichende Kurve mit einem Kippwinkel von 15°.

#### 4.2.1.5 M. multifidus

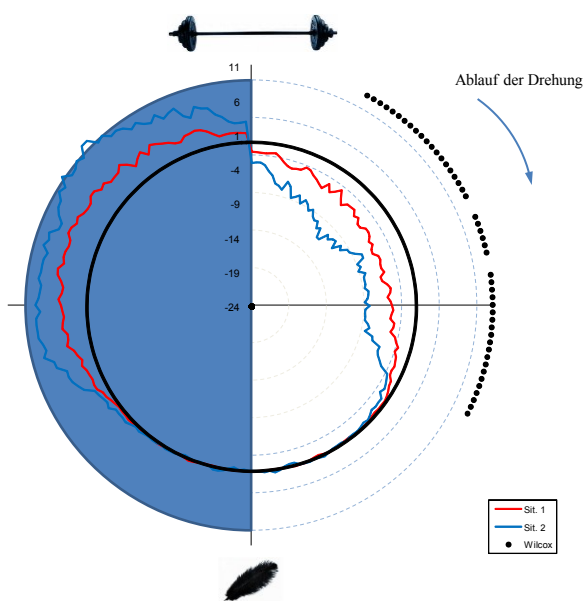


**Abbildung 4.23** Darstellung der Vergleiche der Hysteresis-Kurven bei variierendem Kippwinkel im KM und RMS für den M. multifidus – Farbkodierung: Fall 1 (hellgrün) = nicht-signifikant größere Hysteresis für Situation 1, Fall 2 (dunkelgrün) = signifikant größere Hysteresis für Situation 1, Fall 3 (orange) = nicht-signifikant größere Hysteresis für Situation 2, Fall 4 (rot) = signifikant größere Hysteresis für Situation 2, Fall 5 schwarz= Unterschied zwischen Situation 1 und Situation 2 < 10 %

Beim Vergleich der Hysteresis-Kurven im Amplitudenparameter RMS zeigte sich tendenziell eine Systematik hinsichtlich der Hysteresis-Ausprägung, Charakteristik und Abweichung. Beim Vergleich der Hysteresis-Kurve 1 (Situation 1) und Hysteresis-Kurve 2 (Situation 2) zeigte sich vermehrt eine größere Hysteresis für den größeren zu vergleichenden Kippwinkel (Fall 3). In fünf direkten Vergleichen zweier Hysteresis-Kurven konnte sogar eine signifikant größere Hysteresis für den größeren zu vergleichenden Kippwinkel (Fall 4) nachgewiesen werden. Die signifikant größere Hysteresis zeigte sich hierbei im Bereich mittlerer Beanspruchung der

Bewegungsphase. Eine Hysterese-Kurve zeigte im Bereich mittlerer/geringer Beanspruchung der Bewegungsphase hingegen eine signifikant größere Hysterese für den kleineren zu vergleichenden Kippwinkel (Fall 2).

Im Koordinationsmuster war im Bereich der geringeren Beanspruchung der Bewegungsphase vermehrt eine größere Hysterese für den größeren zu vergleichenden Kippwinkel auf (Fall 3). Im Bereich der größeren (Kraftmaximum) und mittleren Beanspruchung der Bewegungsphase war vermehrt das Auftreten einer größeren Hysterese für den größeren zu vergleichen Kippwinkel vorzufinden (Fall 3). Im Bereich größerer und mittlerer Beanspruchung ließ sich kein bedeutsamer Unterschied zwischen Situation 1 und Situation 2 (Fall 5) nachweisen. Es konnte ebenso, wie beim Vergleich der Hysterese-Kurven im Amplitudenparameter RMS, eine Hysterese-Kurve mit einer signifikant größeren Hysterese für den kleineren zu vergleichenden Kippwinkel (Fall 2) nachgewiesen werden.



**Abbildung 4.24** Vergleich zweier sich im Kippwinkel unterscheidender Hysterese-Kurven des *M. multifidus* im Amplitudenparameter RMS (Hysterese-Kurve rot: 15°, 20 Sek., 0° Start, li. und Hysterese-Kurve blau: 49°, 20 Sek., 0° Start, li.)

Beim Vergleich der beiden Hysterese-Kurven, die sich im Kippwinkel voneinander unterscheiden (15° vs. 49°), zeigten sich die signifikanten Differenzen zwischen beiden Hysterese-Kurven im Abstand von 30°-130° vom maximalen Belastungspunkt. Die Hysterese-Kurve mit einer Kippwinkelposition von 49° wies dabei eine signifikant größere Beanspruchung auf als die zu vergleichende Kurve.

#### 4.2.1.6 M. erector spinae

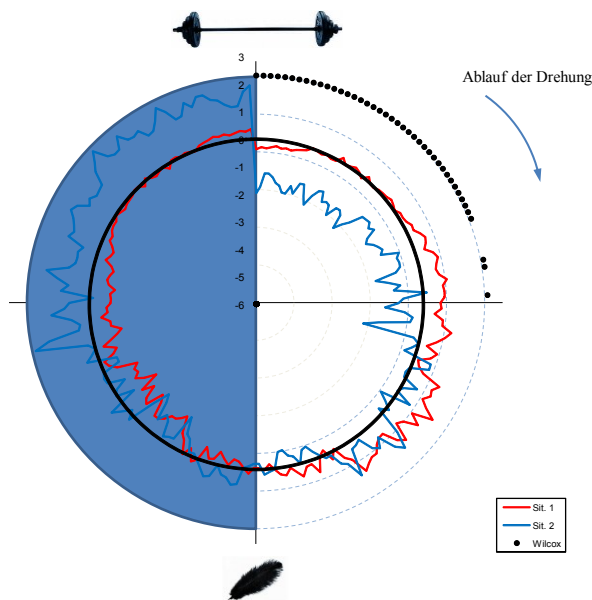


**Abbildung 4.25** Darstellung der Vergleiche der Hysterese-Kurven bei variierendem Kippwinkel im KM und RMS für den M. erector spinae – Farbkodierung: **Fall 1 (hellgrün)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 2 (dunkelgrün)** = signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 3 (orange)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 4 (rot)** = signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 5 schwarz**= Unterschied zwischen Situation 1 und Situation 2 < 10 %

Beim Vergleich der Hysterese-Kurven im Amplitudenparameter RMS zeigte sich tendenziell eine Systematik hinsichtlich der Hysterese-Ausprägung, Charakteristik und Abweichung. In der Mehrzahl der Vergleiche der Hysterese-Kurven war eine größere Hysterese für den größeren zu vergleichenden Kippwinkel festzustellen (Fall 3). Vor allem im Bereich der geringsten Beanspruchung der Bewegungsphase zeigte sich in fünf direkten Vergleichen eine signifikant größere Hysterese für den größeren Kippwinkel (Fall 4). Eine Ausnahme bildete der Vergleich der Hysterese-Kurve mit der Parameterwahl 20 Sekunden, Rechtsdrehung, Start: 0° – hier zeigte sich ein

vermehrtes Auftreten einer größeren Hysterese für den kleineren Kippwinkel (Fall 1). Im Gegensatz zum M. iliocostalis und M. multifidus war ein vermehrtes Auftreten einer größeren Hysterese für den größeren zu vergleichenden Kippwinkel jedoch seltener vorzufinden.

Für den ES war im KM keine Systematik beim Vergleich der Hysterese-Kurven nachweisbar. Es war jedoch tendenziell eine größere Hysterese für den größeren zu vergleichenden Kippwinkel im Bereich geringerer Beanspruchung der Bewegungsphase (Fall 3) – in zwei Fällen signifikant größer – nachweisbar (Fall 4). Insgesamt zeigte sich im Koordinationsmuster eine leicht vermehrte Anzahl von Hysterese-Kurven mit einer größeren Hysterese für den kleineren zu vergleichenden Kippwinkel (Fall 1), welche in einem Vergleich auch signifikant war.



**Abbildung 4.26** Vergleich zweier sich im Kippwinkel unterscheidender Hysterese-Kurven des M. erector spinae im Amplitudenparameter RMS (Hysterese-Kurve rot: 15°, 30 Sek., 180° Start, li. und Hysterese-Kurve blau: 49°, 30 Sek., 180° Start, li.)

Beim Vergleich der beiden Hysterese-Kurven, die sich im Kippwinkel voneinander unterscheiden (15° vs. 30°), zeigten sich die signifikanten Differenzen zwischen beiden Hysterese-Kurven im Abstand von 70° vom maximalen Belastungspunkt. Die Hysterese-Kurve mit einer Kippwinkelposition von 49° wies dabei eine signifikant größere Beanspruchung als die zu vergleichende Kurve auf.

#### **4.2.1.7 Zusammenfassung der Auffälligkeiten beim Vergleich der Hysterese-Kurven hinsichtlich des variierenden Kippwinkels**

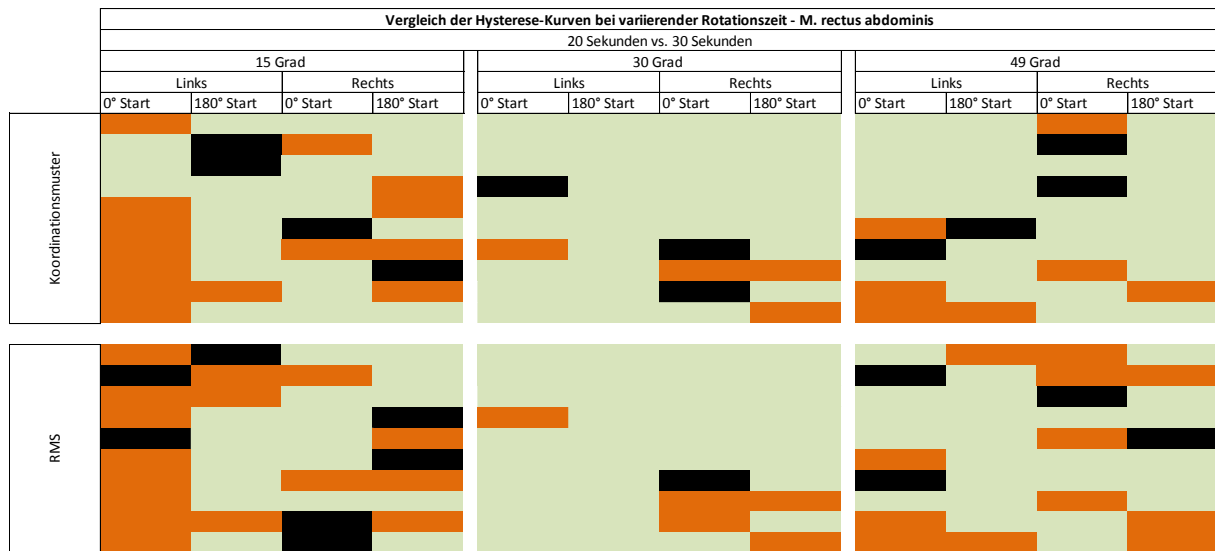
Bei Betrachtung der RMS zeigte sich sowohl bei der vorderen als auch bei der hinteren Rumpfmuskulatur eine Systematik hinsichtlich eines vermehrten Auftretens einer größeren Hysterese für den größeren zu vergleichenden Kippwinkel (Fall 3) für den kompletten Beanspruchungsbereich. Bei allen Muskeln konnte in unterschiedlicher Ausprägung das Auftreten einer signifikant größeren Hysterese für den größeren Kippwinkel nachgewiesen werden. Besonders bei dem M. obliquus internus und den Muskeln der hinteren Rumpfmuskulatur war in mindestens 5 direkten Hysterese-Vergleichen eine signifikant größere Hysterese für den größeren zu vergleichenden Kippwinkel vorzufinden. M. rectus abdominis und M. obliquus externus wiesen hingegen in nur zwei Vergleichen eine signifikant größere Hysterese für den größeren zu vergleichenden Kippwinkel auf.

Bei der Betrachtung des KM zeigte sich ein Unterschied zwischen vorderer und hinterer Rumpfmuskulatur beim Vergleich der Hysterese-Kurven hinsichtlich der Hysterese-Ausprägung und Charakteristik. Die vordere Rumpfmuskulatur wies tendenziell eine größere Hysterese für den größeren zu vergleichenden Kippwinkel (Fall 3) im Bereich des Kraftmaximums auf. Im Bereich geringerer Beanspruchung der Bewegungsphase hingegen konnte vermehrt eine größere Hysterese für den kleineren zu vergleichenden Kippwinkel nachgewiesen werden (Fall 1). Die beschriebene Charakteristik war für die Muskeln M. rectus abdominis und M. obliquus externus ausgeprägter als für den M. obliquus internus. Der M. obliquus internus zeigte im Bereich des Kraftmaximums eine geringere Ausprägung des Falls 1. Im Bereich geringer Beanspruchung war die Charakteristik ähnlich wie beim M. rectus abdominis und M. obliquus externus.

Die hinteren Rumpfmuskeln M. multifidus und M. erector spinae zeigten im Bereich der geringeren Beanspruchung der Bewegungsphase ein vermehrtes Auftreten einer größeren Hysterese für den größeren zu vergleichenden Kippwinkel (Fall 3). Im Bereich des Kraftmaximums hingegen konnte vermehrt ein Auftreten einer größeren Hysterese für den kleineren Kippwinkel (Fall 1) nachgewiesen werden. Ausnahme bildete der M. iliocostalis, der keine Systematik oder Tendenz erkennen ließ.

## 4.2.2 Vergleich der Hysterese-Kurven bei variierender Rotationszeit

### 4.2.2.1 M. rectus abdominis

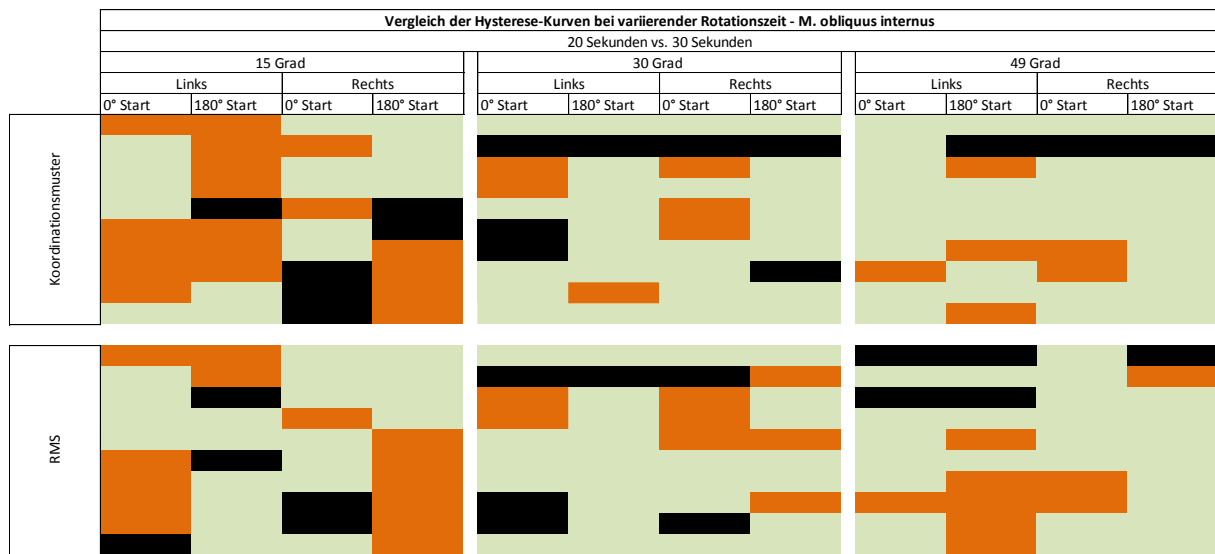


**Abbildung 4.27** Darstellung der Vergleiche der Hysterese-Kurven bei variierender Rotationszeit im KM und RMS für den M. rectus abdominis – Farbkodierung: **Fall 1 (hellgrün)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 2 (dunkelgrün)** = signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 3 (orange)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 4 (rot)** = signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 5 schwarz** = Unterschied zwischen Situation 1 und Situation 2 < 10 %

Beim Vergleich der Hysterese-Kurven im Amplitudenparameter RMS und Koordinationsmuster zeigte sich keine Systematik hinsichtlich der Hysterese-Ausprägung, Charakteristik und Abweichung. Insgesamt war die Anzahl von Hysterese-Kurven mit einer größeren Hysterese für die kürzere Rotationszeit von 20 Sekunden jedoch häufiger. Bei den Vergleichen der Hysterese-Kurven mit einem Kippwinkel von 30° und 49° zeigte sich eine leichte Tendenz einer größeren Hysterese für die längere Rotationszeit von 30 Sekunden (Fall 3) im Bereich der geringeren Beanspruchung der Bewegungsphase. Hingegen war der Bereich der größeren Beanspruchung, d.h. der Bereich des Kraftmaximums, tendenziell vermehrt durch das Auftreten einer größeren Hysterese für die Rotationszeit von 20 Sekunden gekennzeichnet (Fall 1).



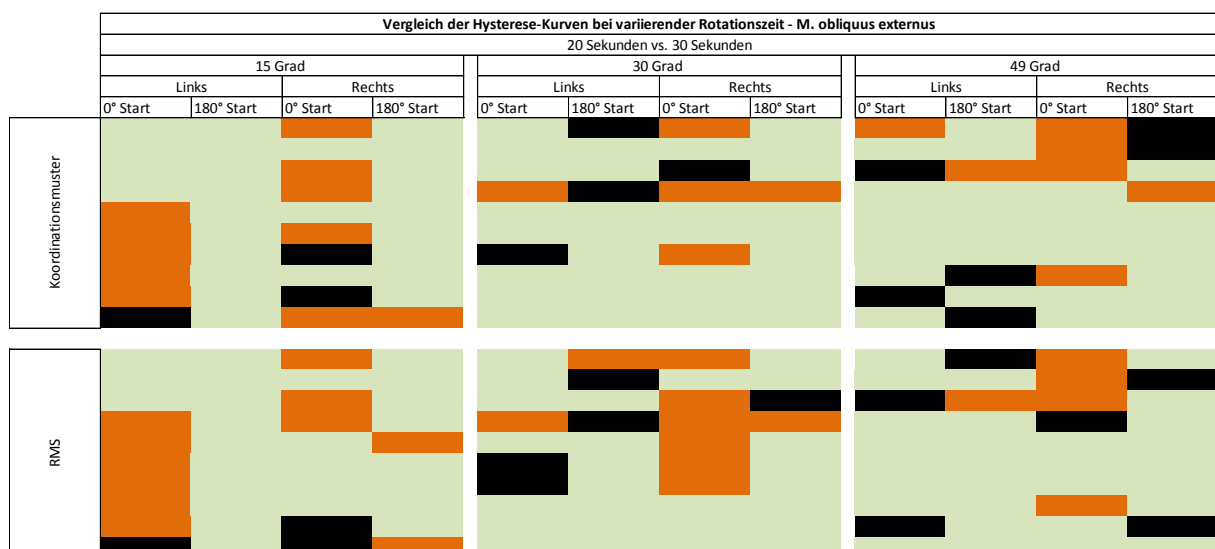
#### 4.2.2.2 M. obliquus internus



**Abbildung 4.28** Darstellung der Vergleiche der Hysteresse-Kurven bei variierender Rotationszeit im KM und RMS für den M. obliquus internus – Farbkodierung: **Fall 1 (hellgrün)** = nicht-signifikant größere Hysteresse für Situation 1, **Fall 2 (dunkelgrün)** = signifikant größere Hysteresse für Situation 1, **Fall 3 (orange)** = nicht-signifikant größere Hysteresse für Situation 2, **Fall 4 (rot)** = signifikant größere Hysteresse für Situation 2, **Fall 5 schwarz**= Unterschied zwischen Situation 1 und Situation 2 < 10 %

Beim Vergleich der Hysteresse-Kurven im Amplitudenparameter RMS und Koordinationsmuster zeigte sich keine Systematik hinsichtlich der Hysteresse-Ausprägung, Charakteristik und Abweichung. Insgesamt war jedoch, wie auch beim M. rectus abdominis, die Anzahl von Hysteresse-Kurven mit einer größeren Hysteresse für die kürzere Rotationszeit von 20 Sekunden häufiger. Es ließ sich anhand der Ergebnisse keine spezifische Aussage über das Hysteresse-Verhalten des Muskels in den unterschiedlichen Beanspruchungsstufen treffen.

#### 4.2.2.3 M. obliquus externus

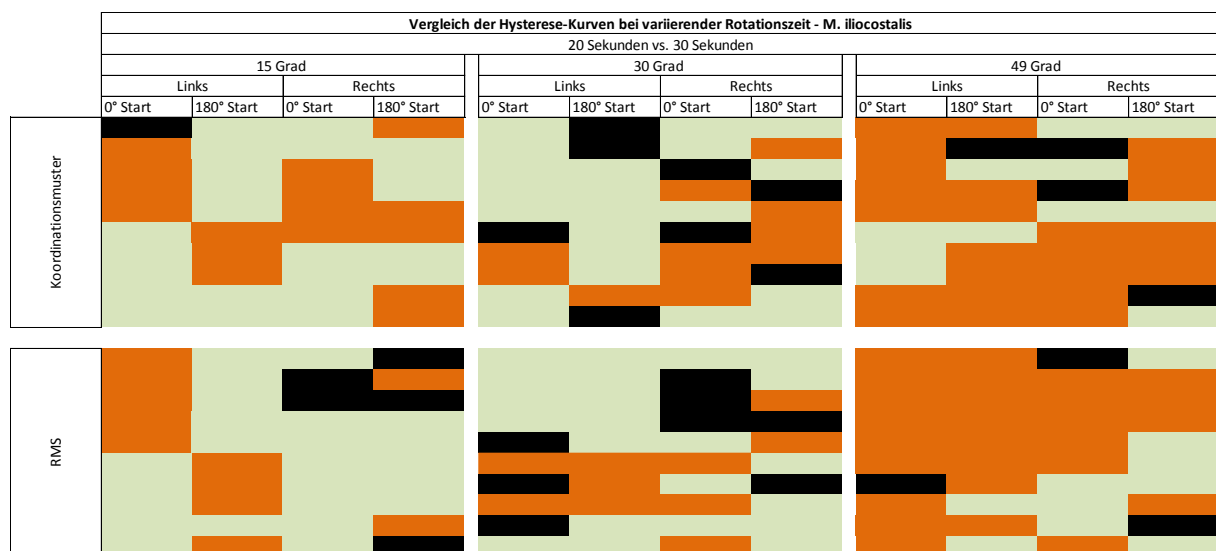


**Abbildung 4.29** Darstellung der Vergleiche der Hysteresse-Kurven bei variierender

Rotationszeit im KM und RMS für den *M. obliquus externus* – Farbkodierung: **Fall 1 (hellgrün)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 2 (dunkelgrün)** = signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 3 (orange)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 4 (rot)** = signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 5 schwarz**= Unterschied zwischen Situation 1 und Situation 2 < 10 %

Beim Vergleich der Hysterese-Kurven im Amplitudenparameter RMS und Koordinationsmuster zeigte sich keine Systematik hinsichtlich der Hysterese-Ausprägung, Charakteristik und Abweichung. Insgesamt waren vermehrt Hysterese-Kurven vorzufinden, die eine größere Hysterese für die kürzere Rotationszeit von 20 Sekunden aufwiesen.

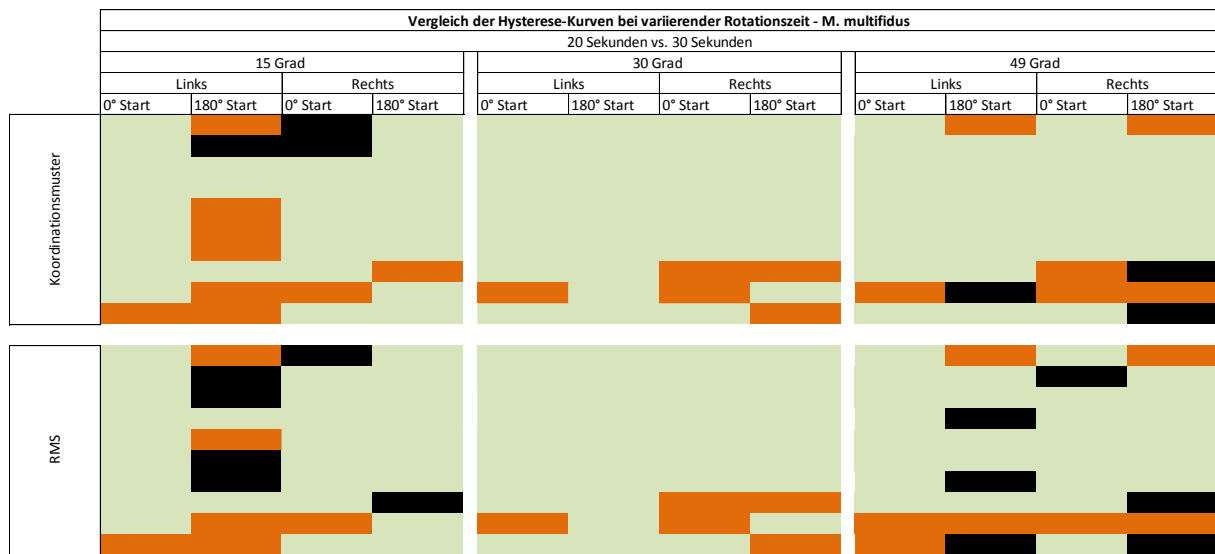
#### 4.2.2.4 *M. iliocostalis*



**Abbildung 4.30** Darstellung der Vergleiche der Hysterese-Kurven bei variierender Rotationszeit im KM und RMS für den *M. iliocostalis* – Farbkodierung: **Fall 1 (hellgrün)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 2 (dunkelgrün)** = signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 3 (orange)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 4 (rot)** = signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 5 schwarz**= Unterschied zwischen Situation 1 und Situation 2 < 10 %

Beim Vergleich der Hysterese-Kurven im Amplitudenparameter RMS und Koordinationsmuster zeigte sich keine Systematik hinsichtlich der Hysterese-Ausprägung, Charakteristik und Abweichung. Insgesamt zeigten alle Hysterese-Kurven tendenziell ein vermehrtes Auftreten einer größeren Hysterese für die längere Rotationszeit von 30 Sekunden (Fall 3), was bei einer Kippwinkelposition von 49° am stärksten ausgeprägt war.

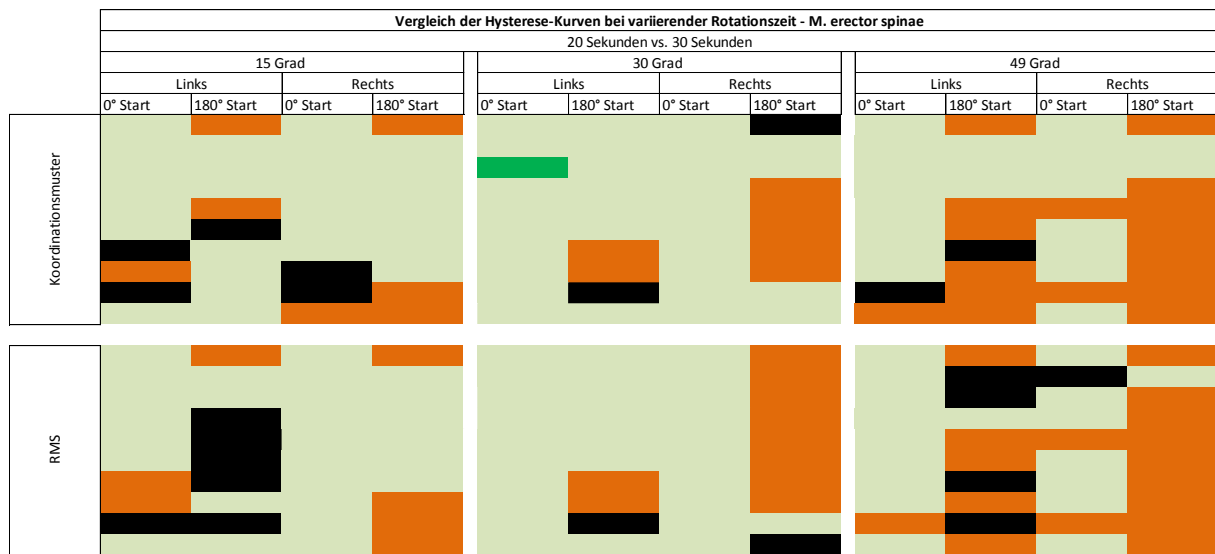
#### 4.2.2.5 M. multifidus



**Abbildung 4.31** Darstellung der Vergleiche der Hysterese-Kurven bei variierender Rotationszeit im KM und RMS für den M. multifidus – Farbkodierung: **Fall 1 (hellgrün)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 2 (dunkelgrün)** = signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 3 (orange)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 4 (rot)** = signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 5 schwarz**= Unterschied zwischen Situation 1 und Situation 2 < 10 %

Beim Vergleich der Hysterese-Kurven im Amplitudenparameter RMS und Koordinationsmuster zeigte sich eine leichte Tendenz hinsichtlich der Hysterese-Ausprägung, Charakteristik und Abweichung. Insgesamt konnte beim Vergleich der Hysterese-Kurven tendenziell eine größere Hysterese für die kürzere zu vergleichende Rotationszeit von 20 Sekunden (Fall 1) nachgewiesen werden. Diese größere Hysterese zeigte sich dabei vor allem im Bereich großer und mittlerer Beanspruchung der Bewegungsphase. Im Bereich der geringeren Beanspruchung der Bewegungsphase hingegen ließ sich für RMS und Koordinationsmuster vermehrt eine größere Hysterese für die längere zu vergleichende Rotationszeit feststellen (Fall 3).

#### 4.2.2.6 M. erector spinae



**Abbildung 4.32** Darstellung der Vergleiche der Hysterese-Kurven bei variierender Rotationszeit im KM und RMS für den M. erector spinae – Farbkodierung: **Fall 1 (hellgrün)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 2 (dunkelgrün)** = signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 3 (orange)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 4 (rot)** = signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 5 schwarz**= Unterschied zwischen Situation 1 und Situation 2 < 10 %

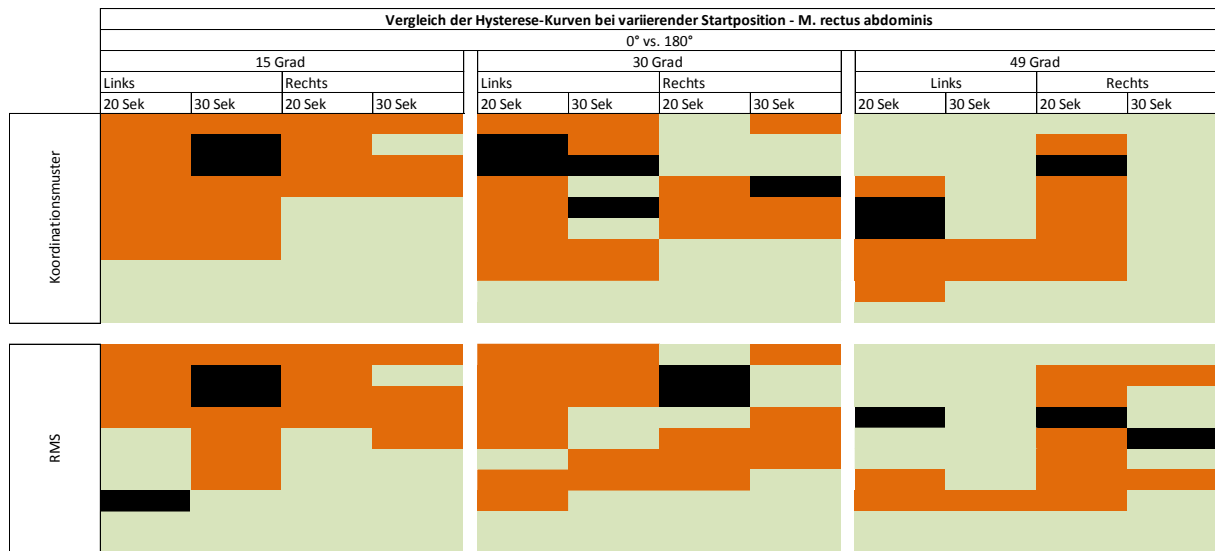
Beim Vergleich der Hysterese-Kurven im Amplitudenparameter RMS und Koordinationsmuster zeigte sich keine Systematik hinsichtlich der Hysterese-Ausprägung, Charakteristik und Abweichung. Im Bereich der mittleren und geringeren Beanspruchung der Bewegungsphase konnte tendenziell eine vermehrte Anzahl von Hysterese-Kurven, die eine größere Hysterese für die längere Rotationszeit von 30 Sekunden aufwiesen, festgestellt werden (Fall 3). Besonders auffallend war dies beim Vergleich der Hysterese-Kurven, die eine Startposition von 180° und einen Neigungswinkel von 30° und 49° aufwiesen. Die anderen Hysterese-Kurven zeigten vermehrt, im Bereich großer und mittlerer Beanspruchung, eine größere Hysterese für die Rotationszeit von 20 Sekunden. Bei einem Vergleich zweier Hysterese-Kurven war die Hysterese für die kleinere zu vergleichende Rotationszeit signifikant größer (Fall 2).

#### **4.2.2.7 Zusammenfassung der Auffälligkeiten beim Vergleich der Hysterese-Kurven hinsichtlich der variierenden Rotationszeit**

Insgesamt zeigte sich tendenziell ein vermehrtes, jedoch nicht signifikantes Auftreten einer größeren Hysterese für die kürzere zu vergleichende Rotationszeit von 20 Sekunden (Fall 1). Beim Vergleich der Hysterese-Kurven der einzelnen Rumpfmuskeln fielen leichte, jedoch nicht signifikante Unterschiede auf. M. rectus abdominis, M. multifidus und M. erector spinae zeigten tendenziell eine größere Hysterese für die kürzere Rotationszeit (Fall 1) im Bereich des Kraftmaximums. Ebenso wiesen diese Muskeln, im Bereich geringerer Beanspruchung der Bewegungsphase, eine vermehrte Anzahl von Hysterese-Kurven auf, die eine größere Hysterese für die längere zu vergleichende Rotationszeit (Fall 3) besaßen.

## 4.2.3 Vergleich der Hysterese-Kurven bei variierender Startposition

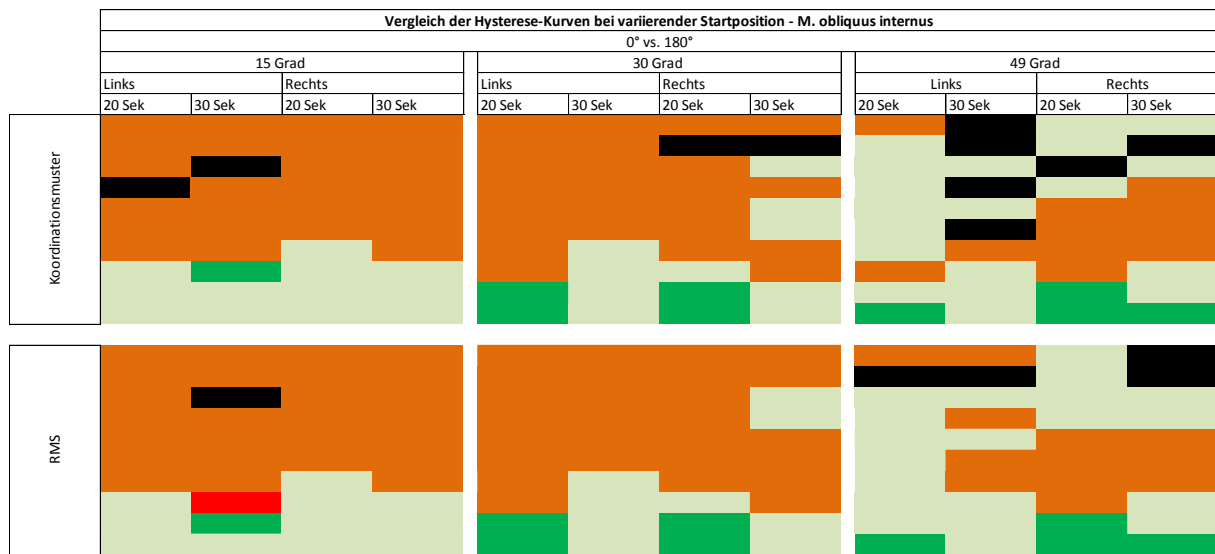
### 4.2.3.1 M. rectus abdominis



**Abbildung 4.33** Darstellung der Vergleiche der Hysterese-Kurven bei variierender Startposition im KM und RMS für den M. rectus abdominis– Farbkodierung: **Fall 1 (hellgrün)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 2 (dunkelgrün)** = signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 3 (orange)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 4 (rot)** = signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 5 schwarz**= Unterschied zwischen Situation 1 und Situation 2 < 10 %

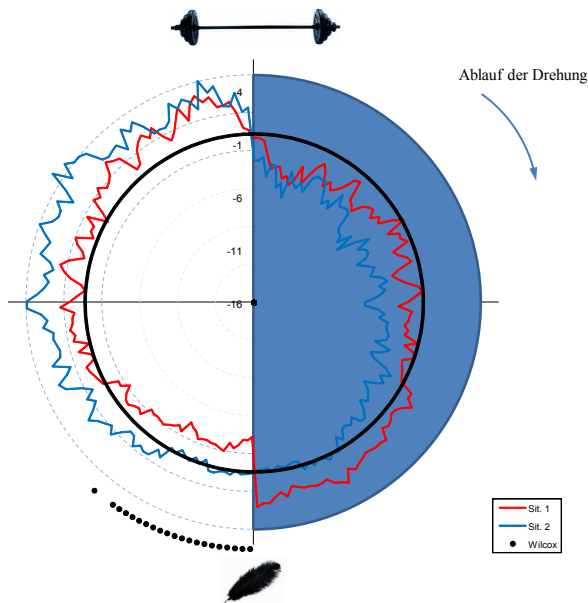
Beim Vergleich der Hysterese-Kurven im Amplitudenparameter RMS und Koordinationsmuster zeigte sich eine Tendenz hinsichtlich der Hysterese-Ausprägung, Charakteristik und Abweichung. Es konnten jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen den verglichenen Hysterese-Kurven festgestellt werden. Bei den Hysterese-Vergleichen mit einem Kippwinkel von 15° und 30° zeigte sich im Bereich des Kraftmaximums tendenziell eine größere Hysterese für die Hysterese-Kurven mit einem Startpunkt von 180° (Fall 3). Im Bereich der geringeren Beanspruchung der Bewegungsphase hingegen konnte bei allen Vergleichen der Hysterese-Kurven eine größere Hysterese für die Startposition von 0° nachgewiesen werden (Fall 1).

#### 4.2.3.2 M. obliquus internus



**Abbildung 4.34** Darstellung der Vergleiche der Hysterese-Kurven bei variierender Startposition im KM und RMS für den M. obliquus internus– Farbkodierung: **Fall 1 (hellgrün)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 2 (dunkelgrün)** = signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 3 (orange)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 4 (rot)** = signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 5 schwarz**= Unterschied zwischen Situation 1 und Situation 2  $\leq 10\%$

Beim Vergleich der Hysterese-Kurven im Amplitudenparameter RMS und Koordinationsmuster zeigte sich eine Systematik hinsichtlich der Hysterese-Ausprägung, Charakteristik und Abweichung. Beim Vergleich der Hysterese-Kurven konnte deutlich – mit Ausnahme der Kippwinkelposition von  $49^\circ$  – eine größere Hysterese für die Hysterese-Kurven mit einer Startposition von  $180^\circ$  im Bereich größerer und mittlerer Beanspruchung (Fall 3) der Bewegungsphase nachgewiesen werden. Bei einem Kippwinkel von  $49^\circ$  war eine größere Hysterese für die Hysterese-Kurven mit einer Startposition von  $180^\circ$  vermehrt im Bereich mittlerer Beanspruchung vorzufinden. Im Bereich der geringeren Beanspruchung der Bewegungsphase zeigte sich durchweg eine größere Hysterese für den Startpunkt von  $0^\circ$  (Fall 1), welche bei sechs Kurven als signifikant eingestuft werden konnte (Fall 2).



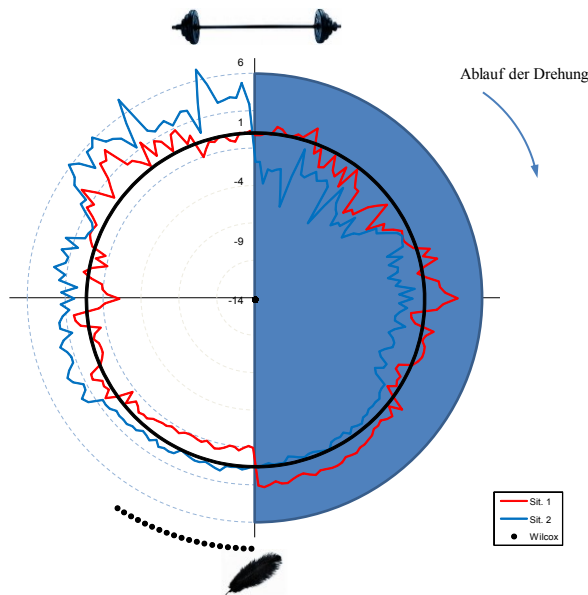
**Abbildung 4.35** Vergleich zweier sich in der Startposition unterscheidender Hysterese-Kurven des *M. obliquus internus* im Amplitudenparameter KM (Hysterese-Kurve **rot**: 30°, 20 Sek., 0° Start, li. und Hysterese-Kurve **blau**: 30°, 20 Sek., 180° Start, li.)

Beim Vergleich der beiden Hysterese-Kurven, die sich in der Startposition voneinander unterscheiden (0° vs. 180°), zeigten sich die signifikanten Differenzen zwischen beiden Hysterese-Kurven in einem Abstand von ca. 45° vom minimalen Belastungspunkt. Eine signifikant größere Beanspruchung war hierbei für die Hysterese-Kurve mit einer Startposition von 0° nachweisbar.



Vergleich der Hysteresis-Kurven bei variierender Startposition - M. obliquus externus												
	15 Grad				30 Grad				49 Grad			
	Links		Rechts		Links		Rechts		Links		Rechts	
	20 Sek	30 Sek	20 Sek	30 Sek	20 Sek	30 Sek	20 Sek	30 Sek	20 Sek	30 Sek	20 Sek	30 Sek
Koordinationsmuster												
RMS												

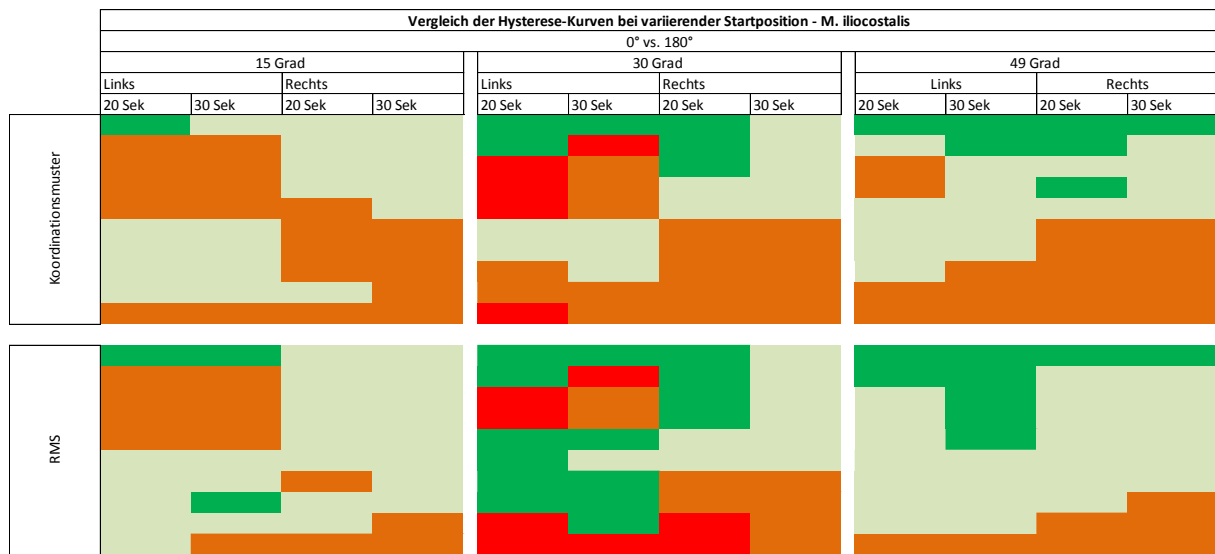
Beim Vergleich der Hysterese-Kurven im Amplitudenparameter RMS und Koordinationsmuster zeigt sich eine Systematik hinsichtlich der Hysterese-Ausprägung, Charakteristik und Abweichung. Bei 11/12 Hysterese-Vergleichen konnte im Bereich der größeren und mittleren Beanspruchung tendenziell eine größere Hysterese für die Hysterese-Kurven mit einer Startposition von  $180^\circ$  (Fall 3) nachgewiesen werden. In nur einem Hysterese-Vergleich (Koordinationsmuster) und in zwei Hysterese-Vergleichen (RMS) war die Hysterese in der Startposition von  $180^\circ$  signifikant größer für die Startposition von  $180^\circ$  (Fall 4). Im Bereich geringerer Beanspruchung der Bewegungsphase wies der Muskeln durchweg eine größere Hysterese für die Startposition von  $0^\circ$  auf (Fall 1). In sechs Vergleichen (Koordinationsmuster) bzw. 7 Vergleichen (RMS) zeigten die Hysterese-Kurven mit einer Startposition von  $0^\circ$  eine signifikant größere Hysterese (Fall 2).



**Abbildung 4.37** Vergleich zweier sich in der Startposition unterscheidender Hysterese-Kurven des *M. obliquus externus* im Amplitudenparameter KM (Hysterese-Kurve **rot**: 30°, 20 Sek., 0° Start, **re.** und Hysterese-Kurve **blau**: 30°, 20 Sek., 180° Start, **re.**)

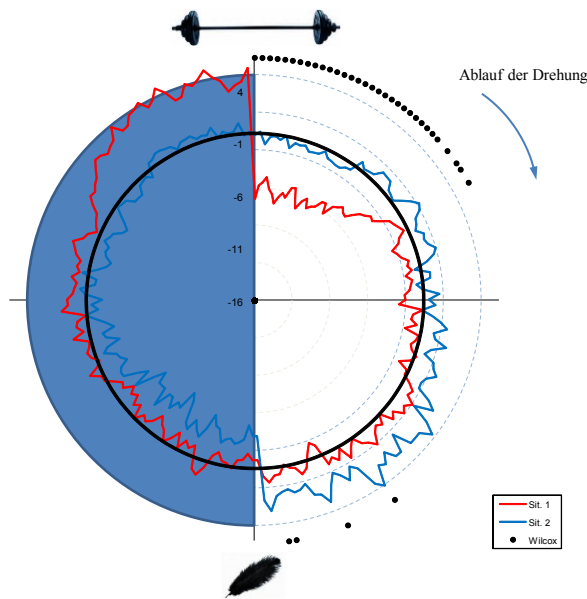
Beim Vergleich der beiden Hysterese-Kurven, die sich in der Startposition voneinander unterscheiden (0° vs. 180°), zeigten sich die signifikanten Differenzen zwischen beiden Hysterese-Kurven in einem Abstand von ca. 45° vom minimalen Belastungspunkt. Eine signifikant größere Beanspruchung war auch beim OE für die Hysterese-Kurve mit einer Startposition von 0° nachweisbar.

#### 4.2.3.4 M. iliocostalis



**Abbildung 4.38** Darstellung der Vergleiche der Hysterese-Kurven bei variierender Startposition im KM und RMS für den M. iliocostalis– Farbkodierung: **Fall 1 (hellgrün)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 2 (dunkelgrün)** = signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 3 (orange)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 4 (rot)** = signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 5 schwarz**= Unterschied zwischen Situation 1 und Situation 2 < 10 %

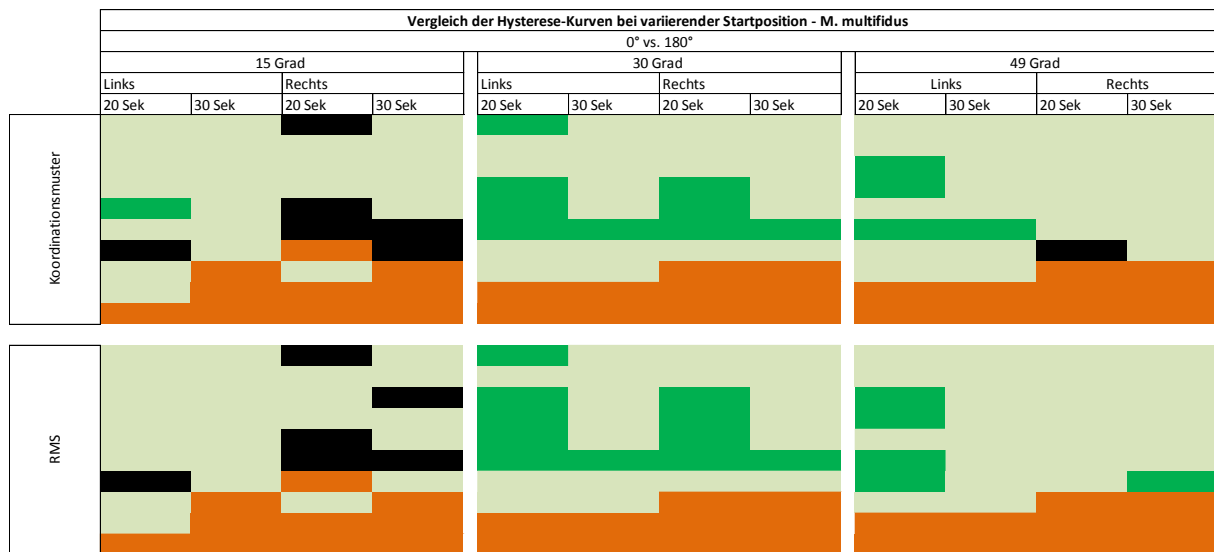
Beim Vergleich der Hysterese-Kurven im Amplitudenparameter RMS und Koordinationsmuster zeigte sich eine Systematik hinsichtlich der Hysterese-Ausprägung, Charakteristik und Abweichung. Bei allen Vergleichen der Hysterese-Kurven zeigten die Hysterese-Kurven mit einer Startposition von 0° im Bereich größerer Beanspruchung eine größere Hysterese (Fall 1). In acht (Koordinationsmuster) bzw. neun (RMS) dieser Hysterese-Vergleiche war die Hysterese signifikant größer für die Startposition von 0° (Fall 2). Für die Hysterese-Vergleiche mit einer Kippwinkelposition von 15° und 30° und durchgeführter Linksdrehung zeigte sich anschließend im Bereich der größten Beanspruchung eine größere Hysterese für die Startposition von 180° (Fall 3), welche in zwei Vergleichen signifikant größer war (Fall 4). Im Bereich geringer/geringster Beanspruchung der Bewegungsphase zeigte sich tendenziell eine größere Hysterese für die Hysterese-Kurven mit einer Startposition von 180° (Fall 3). Im Koordinationsmuster konnte für zwei Hysterese-Kurven mit einer Startposition von 180° eine signifikant größere Hysterese festgestellt werden (Fall 4). Beim Vergleich der Hysterese-Kurven im Amplitudenparameter RMS zeigte sich bei drei Hysterese-Vergleichen, im Bereich geringerer Beanspruchung der Bewegungsphase, eine größere Hysterese für die Hysterese-Kurven mit einer Startposition von 180° (Fall 4).



**Abbildung 4.40** Vergleich zweier sich in der Startposition unterscheidender Hysterese-Kurven des *M. iliocostalis* im Amplitudenparameter KM (Hysterese-Kurve rot: 30°, 20 Sek., 0° Start, re. und Hysterese-Kurve blau: 30°, 20 Sek., 180° Start, re.)

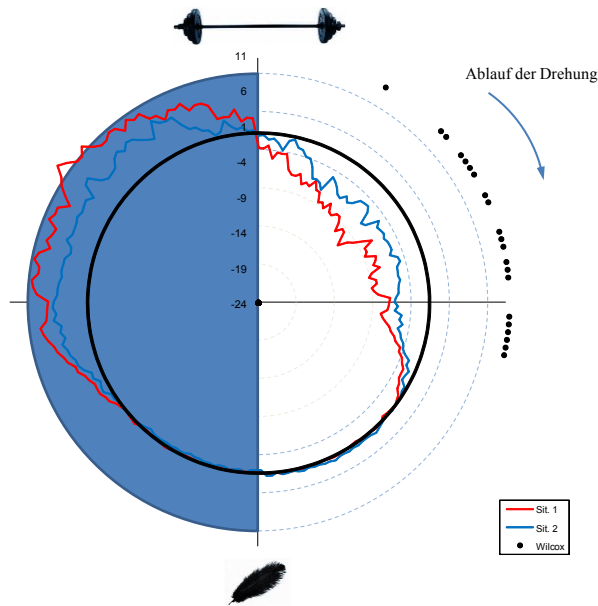
Beim Vergleich der beiden Hysterese-Kurven, die sich in der Startposition voneinander unterscheiden (0° vs. 180°), zeigten sich die signifikanten Differenzen zwischen beiden Hysterese-Kurven in einem Abstand von ca. 60° vom maximalen Belastungspunkt. Eine signifikant größere Beanspruchung war beim IC für die Hysterese-Kurve mit einer Startposition von 0° nachweisbar.

#### 4.2.3.5 M. multifidus



**Abbildung 4.41** Darstellung der Vergleiche der Hysterese-Kurven bei variierender Startposition im KM und RMS für den M. multifidus– Farbkodierung: **Fall 1 (hellgrün)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 2 (dunkelgrün)** = signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 3 (orange)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 4 (rot)** = signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 5 schwarz**= Unterschied zwischen Situation 1 und Situation 2  $\leq 10\%$

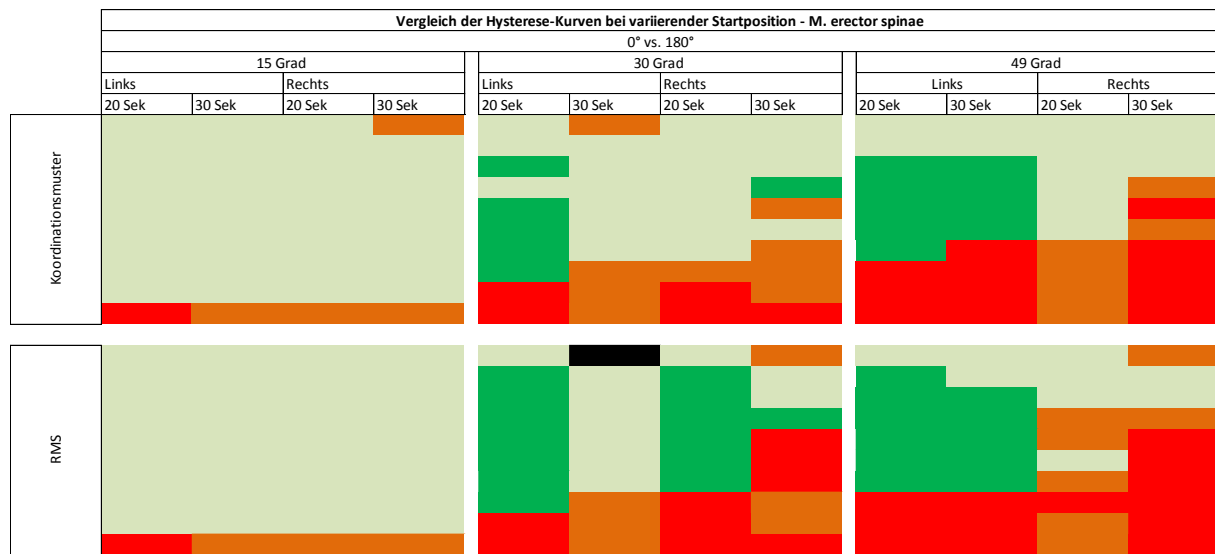
Beim Vergleich der Hysterese-Kurven im Amplitudenparameter RMS und Koordinationsmuster zeigte sich eine Systematik hinsichtlich der Hysterese-Ausprägung, Charakteristik und Abweichung. Im Bereich der größeren und mittleren Beanspruchung konnte durchgehend bei den Hysterese-Kurven mit einer Startposition von  $0^\circ$  eine größere Hysterese nachgewiesen werden (Fall 1). In sieben Vergleichen der Hysterese-Kurven (Koordinationsmuster) trat eine signifikant größere Hysterese für die Hysterese-Kurven mit einer Startposition von  $0^\circ$  auf, während beim Vergleich der Hysterese-Kurven im Amplitudenparameter RMS sechs Hysterese-Kurven eine signifikant größere Hysterese für die Startposition von  $0^\circ$  aufzeigten. Die signifikanten Abschnittsbereiche der Hysterese-Kurven mit einer größeren Hysterese für die Startposition von  $0^\circ$  waren dabei im Bereich mittlerer Beanspruchung der Bewegungsphase vorzufinden. Im Bereich geringer/geringster Beanspruchung der Bewegungsphase zeigte sich bei allen verglichenen Hysterese-Kurven eine größere Hysterese für die Startposition von  $180^\circ$  (Fall 3), jedoch ohne ein Auftreten einer signifikant größeren Hysterese.



**Abbildung 4.42** Vergleich zweier sich in der Startposition unterscheidender Hysterese-Kurven des *M. multifidus* im Amplitudenparameter KM (Hysterese-Kurve **rot**: 30°, 20 Sek., 0° **Start, re.** und Hysterese-Kurve **blau**: 30°, 20 Sek., 180° **Start, re.**)

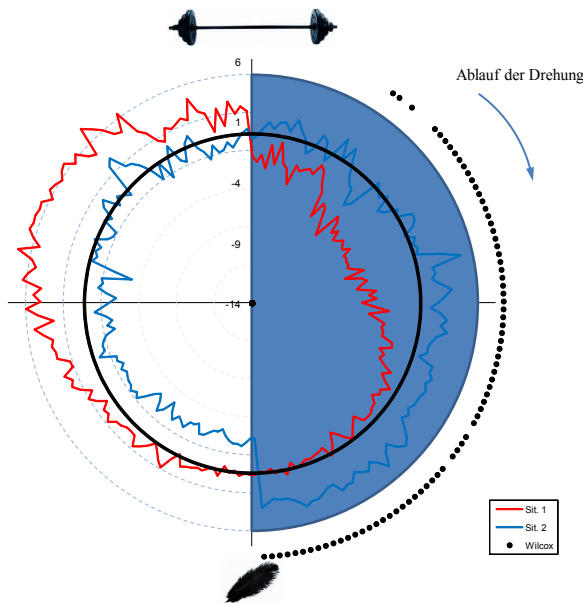
Beim Vergleich der beiden Hysterese-Kurven, die sich in der Startposition voneinander unterscheiden (0° vs. 180°), zeigten sich die signifikanten Differenzen zwischen beiden Hysterese-Kurven in einem Abstand von ca. 45°-110° vom maximalen Belastungspunkt. Eine signifikant größere Beanspruchung war beim MF für die Hysterese-Kurve mit einer Startposition von 0° nachweisbar.

#### 4.2.3.6 M. erector spinae



**Abbildung 4.43** Darstellung der Vergleiche der Hysterese-Kurven bei variierender Startposition im KM und RMS für den M. erector spinae– Farbkodierung: **Fall 1 (hellgrün)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 2 (dunkelgrün)** = signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 3 (orange)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 4 (rot)** = signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 5 schwarz**= Unterschied zwischen Situation 1 und Situation 2  $\leq 10\%$

Beim Vergleich der Hysterese-Kurven im Amplitudenparameter RMS und Koordinationsmuster zeigte sich eine ausgeprägte Systematik hinsichtlich der Hysterese-Ausprägung, Charakteristik und Abweichung. In allen Hysterese-Vergleichen zeigten die Hysterese-Kurven mit einem Startpunkt von  $0^\circ$  deutlich vermehrt eine größere Hysterese (Fall 1) für den Bereich der größten und mittleren Beanspruchung der Bewegungsphase. Während bei den Hysterese-Kurven mit einer Kippwinkelposition von  $15^\circ$  die größere Hysterese für den Startpunkt von  $0^\circ$  fast durchgehend alle Beanspruchungsstufen einnahm, mit Ausnahme der geringsten Beanspruchungsstufe, zeigten die Vergleiche der Hysterese-Kurven mit einer Kippwinkelposition von  $30^\circ$  und  $49^\circ$  vor allem eine größere Hysterese für die Starposition von  $0^\circ$  im Bereich der größten und mittleren Beanspruchung. Bei den Vergleichen der Hysterese-Kurven mit einer Kippwinkelposition von  $30^\circ$  und  $49^\circ$  waren vier Hysterese-Kurven mit einer signifikant größeren Hysterese für die Startposition 0 identifizierbar (Fall 2), welche alle den Bereich der mittleren Beanspruchungsstufe einnahmen. Im Bereich der geringsten Beanspruchung der Bewegungsphase konnte bei allen Vergleichen eine größere Hysterese für die Hysterese-Kurven mit einer Startposition von  $180^\circ$  (Fall 3) nachgewiesen werden – in acht (Koordinationsmuster) und neun (RMS) Vergleichen war die Hysterese dabei signifikant größer (Fall 4).



**Abbildung 4.44** Vergleich zweier sich in der Startposition unterscheidender Hysterese-Kurven des *M. multifidus* im Amplitudenparameter KM (Hysterese-Kurve rot: 49°, 30 Sek., 0° Start, li. und Hysterese-Kurve blau: 49°, 30 Sek., 180° Start, li.)

Beim Vergleich der beiden Hysterese-Kurven, die sich in der Startposition voneinander unterscheiden (0° vs. 180°), zeigten sich die signifikanten Differenzen zwischen beiden Hysterese-Kurven sowohl im Bereich des maximalen Belastungspunktes als auch im Bereich des minimalen Belastungspunktes. Eine signifikant größere Hysterese war für den ES für die Hysterese-Kurve mit einer Startposition von 0° im Abstand von 45°-120° vom maximalen Belastungspunkt vorzufinden. Im Bereich des minimalen Beanspruchungspunktes zeigte sich hingegen eine größere Hysterese für die Hysterese-Kurve mit einer Startposition von 180°.



#### **4.2.3.7 Zusammenfassung der Auffälligkeiten beim Vergleich der Hysterese-Kurven hinsichtlich der variierenden Startposition**

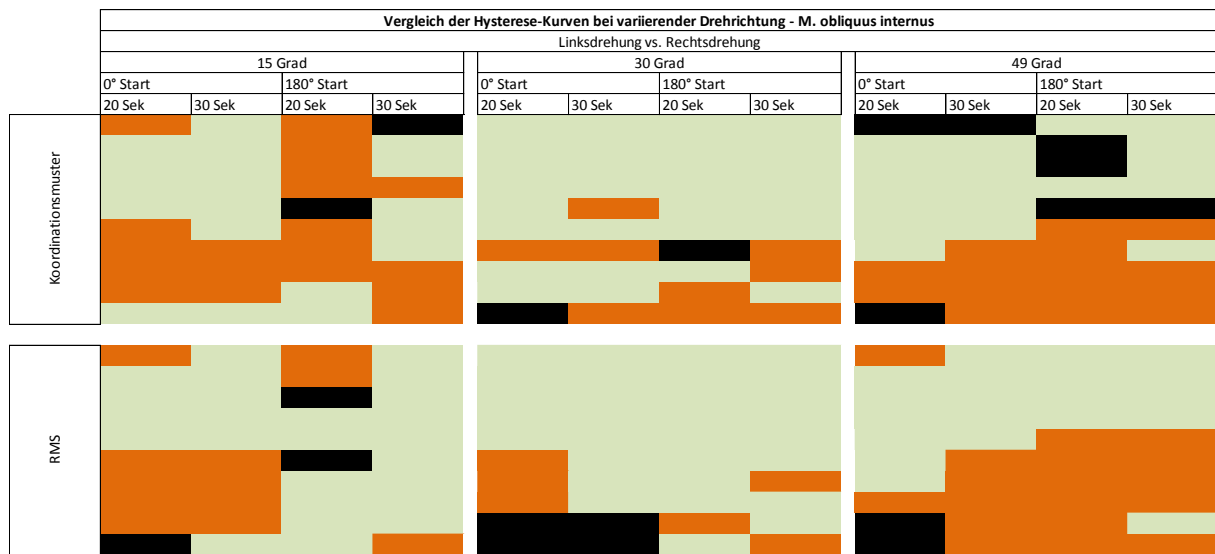
Beim Vergleich der Hysterese-Kurven mit abweichender Startposition konnte eine Systematik hinsichtlich der Hysterese-Ausprägung, Charakteristik und Abweichung festgestellt werden. Die vordere als auch die hintere Rumpfmuskulatur zeigte ein von der Startposition abhängiges Hysterese-Verhalten.

Bei den vorderen Rumpfmuskeln konnte im Bereich größerer und mittlerer Beanspruchung der Bewegungsphase vermehrt eine größere, jedoch überwiegend nicht signifikante Hysterese bei den Hysterese-Kurven mit initial hoher muskulärer Beanspruchung (Startposition 180°) identifiziert werden (Fall 3). Im Bereich geringer Beanspruchung der Bewegungsphase wiesen die vorderen Rumpfmuskeln eine größere Hysterese für die Hysterese-Kurven mit einer Startposition mit initial niedriger Beanspruchung (Startposition 0°) auf (Fall 1). Erkennbar war dies vor allem für den M. obliquus internus und M. obliquus externus (Fall 2).

Die hinteren Rumpfmuskeln zeigten ebenfalls ein von der Startposition abhängiges Hysterese-Verhalten. Abhängig von der muskulären Vorspannung bei Beginn der Rotation konnte eine unterschiedliche Hysterese-Charakteristik und Ausprägung nachgewiesen werden. Im Bereich der größeren und mittleren Beanspruchung der Bewegungsphase konnte für M. multifidus und M. erector spinae eine größere Hysterese für die Hysterese-Kurven mit einer Startposition mit initial hoher muskulären Beanspruchung nachgewiesen (Startposition 0°) werden (Fall 1). Gehäuft zeigte sich dabei sogar eine signifikant größere Hysterese (Fall 2). Am stärksten ausgeprägt war der Einfluss der variierenden Startposition für den M. erector spinae. Im Bereich des Kraftminimums konnte bei allen hinteren Rumpfmuskeln eine größere Hysterese für die Hysterese-Kurven mit einer Startposition mit initial niedriger muskulärer Beanspruchung (Startposition 180°) nachgewiesen werden (Fall 3), in einigen Vergleichen sogar signifikant größer (Fall 4). Der M. iliocostalis zeigte ein leicht abweichendes Verhalten, da im Bereich größerer Beanspruchung der Bewegungsphase eine teils signifikant größere Hysterese für die Hysterese-Kurven mit einer Startposition mit initial niedriger Beanspruchung (Startposition 180°) nachweisbar war.



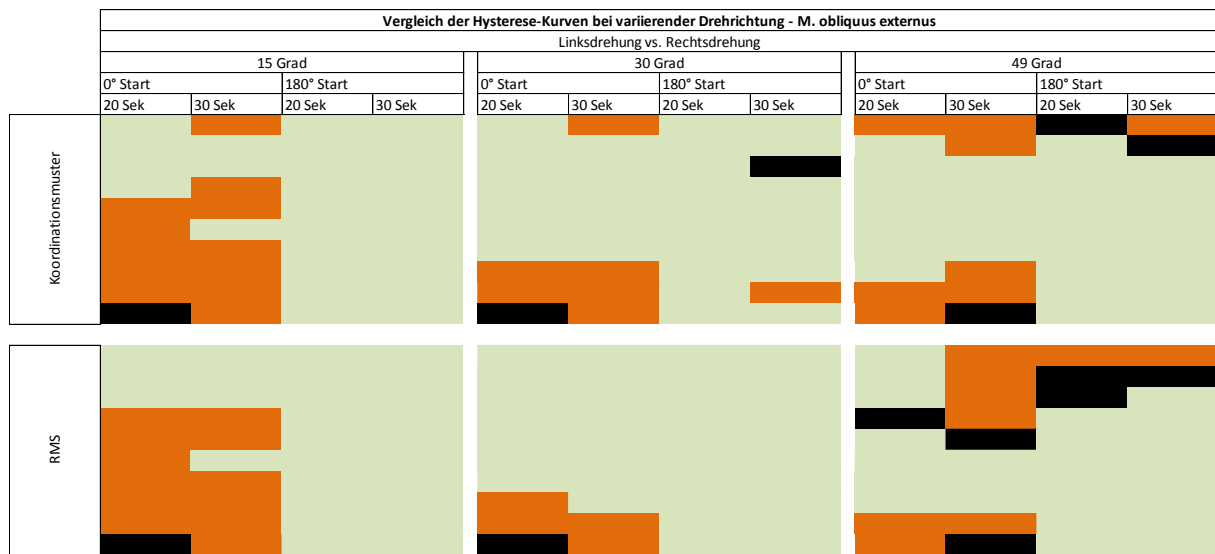
#### 4.2.4.2 M. obliquus Internus



**Abbildung 4.46** Darstellung der Vergleiche der Hysteresse-Kurven bei variierender Drehrichtung im KM und RMS für den M. obliquus internus – Farbkodierung: **Fall 1 (hellgrün)** = nicht-signifikant größere Hysteresse für Situation 1, **Fall 2 (dunkelgrün)** = signifikant größere Hysteresse für Situation 1, **Fall 3 (orange)** = nicht-signifikant größere Hysteresse für Situation 2, **Fall 4 (rot)** = signifikant größere Hysteresse für Situation 2, **Fall 5 schwarz**= Unterschied zwischen Situation 1 und Situation 2 < 10 %

Beim Vergleich der Hysteresse-Kurven im Amplitudenparameter RMS und Koordinationsmuster zeigte sich keine Systematik – jedoch eine leichte Tendenz – hinsichtlich der Hysteresse-Ausprägung, Charakteristik und Abweichung. Im Bereich größerer und mittlerer Beanspruchung der Bewegungsphase zeigte sich fast durchweg eine größere, nicht-signifikante Hysteresse für die Hysteresse-Kurven beginnend in Linksdrehung (Fall 1). Im Bereich geringerer Beanspruchung der Bewegungsphase war eine größere Hysteresse für die Hysteresse-Kurven beginnend in Rechtsdrehung vorzufinden (Fall 3). Das Verhältnis zwischen Fall 1 und Fall 3 war insgesamt ausgeglichen.

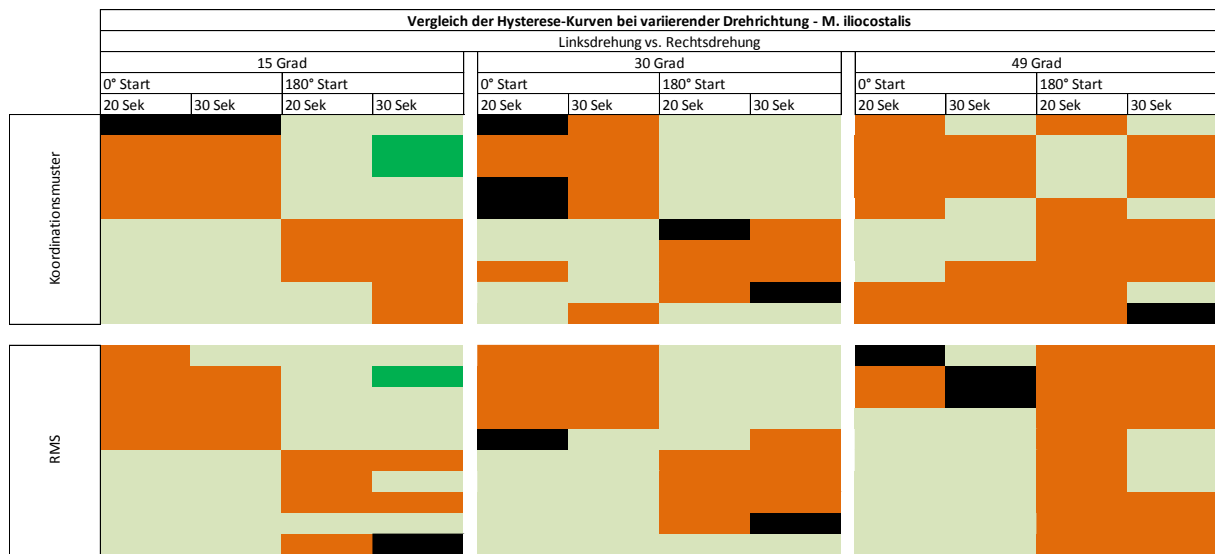
#### 4.2.4.3 M. obliquus externus



**Abbildung 4.47** Darstellung der Vergleiche der Hysteresekurven bei variierender Drehrichtung im KM und RMS für den M. obliquus externus – Farbkodierung: **Fall 1 (hellgrün)** = nicht-signifikant größere Hysteresese für Situation 1, **Fall 2 (dunkelgrün)** = signifikant größere Hysteresese für Situation 1, **Fall 3 (orange)** = nicht-signifikant größere Hysteresese für Situation 2, **Fall 4 (rot)** = signifikant größere Hysteresese für Situation 2, **Fall 5 schwarz** = Unterschied zwischen Situation 1 und Situation 2 < 10 %

Beim Vergleich der Hysterese-Kurven im Amplitudenparameter RMS und Koordinationsmuster zeigte sich bei ausgewählten Hysterese-Vergleichen eine leichte Tendenz hinsichtlich der Hysterese-Ausprägung, Charakteristik und Abweichung. Bei den Vergleichen der Hysterese-Kurven mit einer Startposition von  $0^\circ$  war durchweg eine größere, nicht-signifikante Hysterese für die Hysterese-Kurven beginnend mit einer Rechtsdrehung vorzufinden (Fall 3). Die größere Hysterese zeigte sich dabei im Bereich mittlerer (Hysterese-Vergleiche mit  $15^\circ$  Kippwinkel) und geringerer (Hysterese-Vergleiche mit  $30^\circ$  und  $49^\circ$  Kippwinkel) Beanspruchung. Im Bereich größerer (Hysterese-Vergleiche mit  $15^\circ$  Kippwinkel) und größerer/mittlerer (Hysterese-Vergleiche mit  $30^\circ$  und  $49^\circ$  Kippwinkel) Beanspruchung der Bewegungsphase konnte hingegen tendenziell eine größere Hysterese für die Hysterese-Kurven mit beginnender Linksdrehung (Fall 1) nachgewiesen werden. Die Vergleiche der Hysterese-Kurven mit einer Startposition von  $180^\circ$  zeigten fast durchweg eine größere Hysterese für die Hysterese-Kurven beginnend in Linksdrehung (Fall 1).

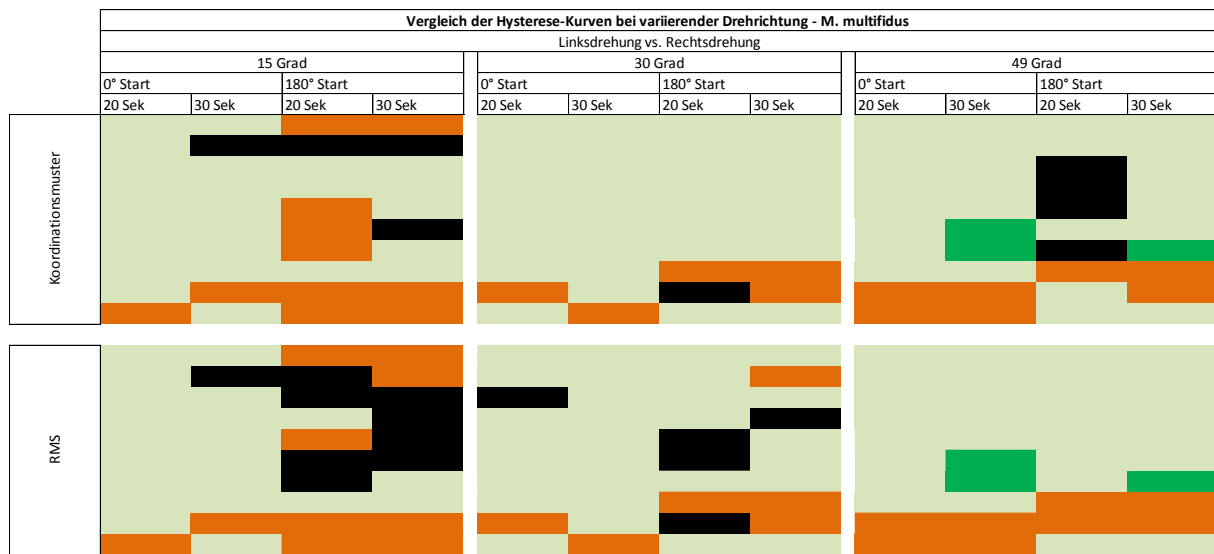
#### 4.2.4.4 *M. iliocostalis*



**Abbildung 4.48** Darstellung der Vergleiche der Hysteresekurven bei variierender Drehrichtung im KM und RMS für den M. iliocostalis – Farbkodierung: **Fall 1 (hellgrün)** = nicht-signifikant größere Hysteresese für Situation 1, **Fall 2 (dunkelgrün)** = signifikant größere Hysteresese für Situation 1, **Fall 3 (orange)** = nicht-signifikant größere Hysteresese für Situation 2, **Fall 4 (rot)** = signifikant größere Hysteresese für Situation 2, **Fall 5 schwarz**= Unterschied zwischen Situation 1 und Situation 2  $< 10\%$

Beim Vergleich der Hysterese-Kurven im Amplitudenparameter RMS und Koordinationsmuster zeigte sich bei ausgewählten Hysterese-Vergleichen eine leichte Tendenz hinsichtlich der Hysterese-Ausprägung, Charakteristik und Abweichung. Die Vergleiche der Hysterese-Kurven beginnend mit einer Startposition von  $0^\circ$  und einer Kippwinkelposition von  $15^\circ$  und  $30^\circ$  wiesen eine größere Hysterese für die Hysterese-Kurven mit beginnender Rechtsdrehung auf (Fall 3). Die größere Hysterese zeigte sich dabei im Bereich größerer und mittlerer Beanspruchung der Bewegungsphase. Im Bereich mittlerer und geringerer Beanspruchung der Bewegungsphase konnte hingegen vermehrt eine größere Hysterese für Hysterese-Kurven mit einer Linksdrehung (Fall 1) nachgewiesen werden. Die Vergleiche der Hysterese-Kurven mit einer Startposition von  $180^\circ$  und einer Kippwinkelposition von  $15^\circ$  und  $30^\circ$  zeigten ein gegensätzliches Verhalten. Im Bereich größerer und mittlerer Beanspruchung der Bewegungsphase konnte gehäuft eine größere Hysterese für die Hysterese-Kurven beginnend mit einer Linksdrehung (Fall 1) festgestellt werden. Ein Vergleich zweier Hysterese-Kurven zeigte hierbei eine signifikant größere Hysterese für die Hysterese-Kurve beginnend mit einer Linksdrehung (Fall 2). Die Vergleiche der Hysterese-Kurven mit einer Kippwinkelposition von  $49^\circ$  zeigten kein auffälliges Muster, weder bei einer Startposition von  $0^\circ$  noch  $180^\circ$ .

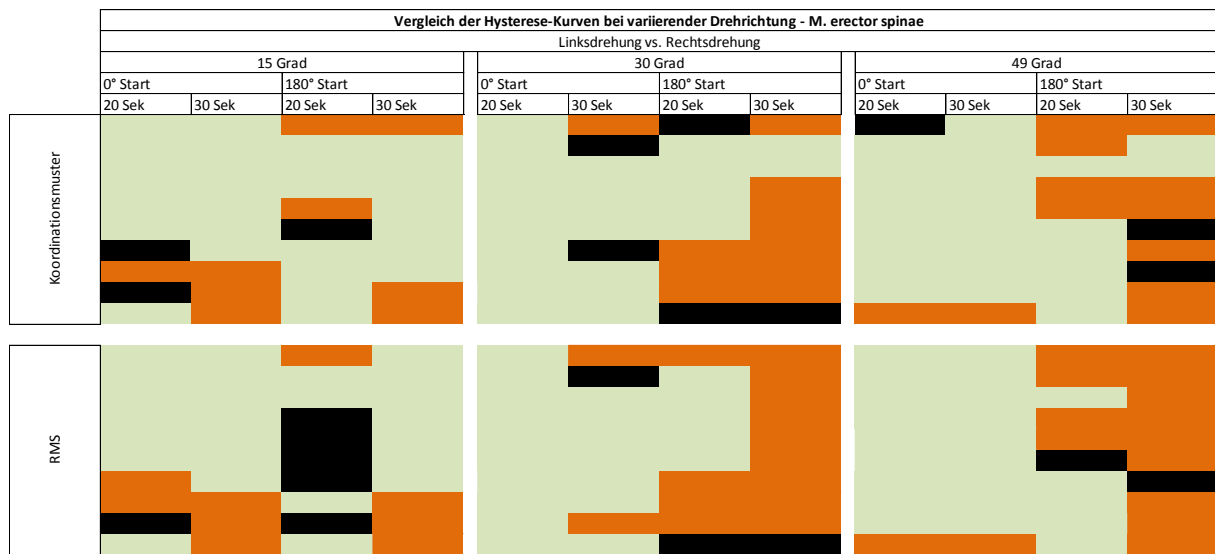
#### 4.2.4.5 M. multifidus



**Abbildung 4.49** Darstellung der Vergleiche der Hysterese-Kurven bei variierender Drehrichtung im KM und RMS für den M. multifidus – Farbkodierung: **Fall 1 (hellgrün)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 2 (dunkelgrün)** = signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 3 (orange)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 4 (rot)** = signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 5 schwarz**= Unterschied zwischen Situation 1 und Situation 2  $< 10\%$

Beim Vergleich der Hysterese-Kurven im Amplitudenparameter RMS und Koordinationsmuster zeigte sich eine Tendenz hinsichtlich der Hysterese-Ausprägung, Charakteristik und Abweichung. Bei der Mehrzahl der Hysterese-Kurven zeigte sich eine größere, jedoch überwiegend nicht- signifikante Hysterese für die Hysterese-Kurven beginnend mit einer Linksdrehung (Fall 1). Die größere Hysterese für die Hysterese-Kurven mit beginnender Linksdrehung betraf dabei den Bereich größerer, mittlerer und geringer Beanspruchung der Bewegungsphase. Bei den Vergleichen der Hysterese-Kurven mit einer Kippwinkelposition von  $49^\circ$  war bei zwei Vergleichen eine signifikant größere Hysterese für die Hysterese-Kurve mit beginnender Linksdrehung im Bereich mittlerer/geringerer Beanspruchung der Bewegungsphase vorzufinden (Fall 2). Im Bereich des Kraftminimums zeigte sich hingegen eine größere Hysterese für die Hysterese-Kurven mit einer Rechtsdrehung (Fall 3), welche jedoch nicht signifikant war.

#### 4.2.4.6 M. erector spinae



**Abbildung 4.50** Darstellung der Vergleiche der Hysterese-Kurven bei variierender Drehrichtung im KM und RMS für den M. erector spinae – Farbkodierung: **Fall 1 (hellgrün)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 2 (dunkelgrün)** = signifikant größere Hysterese für Situation 1, **Fall 3 (orange)** = nicht-signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 4 (rot)** = signifikant größere Hysterese für Situation 2, **Fall 5 schwarz**= Unterschied zwischen Situation 1 und Situation 2 < 10 %

Beim Vergleich der Hysterese-Kurven im Amplitudenparameter RMS und Koordinationsmuster zeigte sich keine Systematik hinsichtlich der Hysterese-Ausprägung, Charakteristik und Abweichung. Bei den Vergleichen der Hysterese-Kurven mit einer Startposition von 0° zeigte sich überwiegend eine größere, nicht-signifikante Hysterese für die Hysterese -Kurven beginnend mit einer Linksdrehung (Fall 1). Die Vergleiche der Hysterese-Kurven mit einer Startposition von 180° wiesen insgesamt eine vermehrt größere Hysterese für die Rechtsdrehung auf, die jedoch nicht als signifikant einzustufen war (Fall 3).

#### **4.2.4.7 Zusammenfassung der Auffälligkeiten beim Vergleich der Hysterese-Kurven hinsichtlich der variierenden Drehrichtung**

Die untersuchten Muskeln zeigen in der Mehrzahl der Hysterese-Vergleiche keine Systematik. Mit Ausnahme des M. rectus abdominis, M. iliocostalis und M. erector spinae konnte eine leichte, jedoch nicht signifikante Tendenz für eine größere Hysterese bei den Hysterese-Kurven mit beginnender Linksdrehung (Fall 1) festgestellt werden. Die größere Hysterese zeigte sich dabei vor allem im Bereich der größeren und mittleren Beanspruchung der Bewegungsphase. Im Bereich des Kraftminimums konnte gehäuft eine größere nicht-signifikante Hysterese für die Hysterese-Kurven mit einer Rechtsdrehung (Fall 3) festgestellt werden. Insgesamt lässt sich jedoch festhalten, dass die Drehrichtung keinen entscheidenden Einfluss auf die Ausprägung der Hysterese hat.



## **5 Diskussion**

### **5.1 Identifikation Hysterese**

#### **5.1.1 Allgemeines und Methodik**

Die Ergebnisse der Fragestellung „Identifikation Hysterese“ sollen ein erweitertes Verständnis der Funktionalität und Arbeitsweise der Rumpfmuskulatur schaffen. Um eine mögliche Systematik in den Ergebnissen festzustellen und folgend ein passendes Erklärungsmodell entwickeln zu können, mussten die muskelspezifischen Ergebnisse sowohl separat betrachtet, als auch untereinander verglichen werden. Um herauszufinden, weshalb eine ähnliche bzw. abweichende Hysterese-Ausprägung und Charakteristik zwischen den einzelnen Muskeln besteht, wurde bei der Interpretation und Einordnung der Ergebnisse besonders auf spezifische anatomische und funktionelle Merkmale der Muskeln geachtet, welche die Muskeln voneinander unterscheiden bzw. welche die Muskeln eien. Unter Berücksichtigung der anatomischen und funktionellen Eigenschaften der untersuchten Muskeln soll somit ein Ansatz entwickelt werden, der die Gründe einer ähnlichen bzw. abweichenden Hysterese-Ausprägung und Charakteristik erklären kann. Ziel war es, eine möglicherweise übergeordnete Systematik in den Ergebnissen aufzudecken und zu formulieren.

Bei der Untersuchung und dem intermuskulären Vergleich der Ergebnisse wurde der Einfluss folgender anatomischer und funktioneller Merkmale auf die Ausprägung und Charakteristik einer möglich bestehenden Hysterese untersucht:

- Zuordnung des Muskels hinsichtlich der Muskeleinteilung nach Comerford
- Lokalisation des jeweiligen Muskels
- Vorwiegend vorkommender Fasertyps des Muskels
- Faserrichtung des Muskels

Die durchgeführte Untersuchung hatte das Ziel, die einzelnen Rumpfmuskeln auf das Auftreten einer Hysterese unter dynamisch-isometrischen Bedingungen zu untersuchen. Hysterese als solches ist ein bekanntes Phänomen, welches in verschiedenen Bereichen der Natur und Technik vorkommt. Hysterese beschreibt ein Systemverhalten, bei dem eine Ausgangsgröße nicht alleine von der unabhängigen veränderlichen Eingangsgröße abhängt, sondern auch durch den vorherigen Zustand

der Ausgangsgröße beeinflusst wird. Einfacher beschrieben bedeutet Hysterese das Fortdauern einer Wirkung nach Wegfall der Ursache. Der Zustand eines Systems ist, bei Gleichbleiben der Umweltbedingungen, vom Zustand der Vergangenheit abhängig (Mielke und Roubícek 2003).

In der Physiologie wird das Phänomen der Hysterese neben der Ruhedehnungskurve der Lunge ebenfalls in der glatten und gestreiften Muskulatur untersucht und beschrieben. Bisherige Forschungen, die sich mit dem Phänomen der Hysterese in der gestreiften Muskulatur beschäftigt haben, wurden vorwiegend unter statischen Bedingungen durchgeführt (Stokes et al. 1987, Politti et al. 2003). Im Gegensatz zu den bisherigen Forschungen auf dem Gebiet der Muskelphysiologie und dem Nachweis des Auftretens einer Hysterese wurde in dieser Arbeit die Hysterese unter dynamischen Bedingungen und isometrischer Kontraktion untersucht. Aufgrund der Tatsache, dass Bewegung ein komplexer dynamischer Vorgang ist, welcher aktive und passive Strukturen des Bewegungsapparats umfasst, ist eine Untersuchung und der Nachweis des Auftretens einer Hysterese unter dynamischen Bedingungen für ein erweitertes Verständnis der muskulären Funktionalität von besonderem Interesse. Der Begriff der Dynamik beschreibt hierbei keine Bewegungsänderung des Körpers, sondern nur eine kontinuierliche Änderung des Kraftangriffswinkels und einer damit abhängigen Kraftabnahme oder -zunahme bei Durchführung einer Rotation des gesamten Körpers im Schwerkraftfeld der Erde.

Auch in der Praxis ist ein erweitertes funktionelles muskuläres Modell von großer Bedeutung. Vor allem bei CURS-Patienten kann eine von der „Norm“ abweichende Hysterese-Funktion ein Hinweis auf ein bestehendes Koordinationsdefizit sein. Ist das Phänomen der Hysterese unter dynamischen Bedingungen genauer untersucht und verstanden, so sind Koordinationsdefizite bedingt durch eine mögliche „pathologische“ Hysterese schneller auffindbar. Hieraus ließen sich in Zukunft Ansätze und Möglichkeiten für eine Therapie entwickeln, die bestehende Koordinationsdefizite reduzieren könnten.

Ebenso können die Ergebnisse zur Überprüfung und ggf. zur Erweiterung des von Comerford (Comerford und Mottram 2001) postulierten Muskeleinteilungssystems herangezogen werden. Vor dem Hintergrund einiger bereits durchgeführter Untersuchungen muss die Einteilung der Muskulatur in ein übergeordnetes System kritisch gesehen werden (Anders et al. 2007a, Anders et al. 2007b, Anders et al.

2008, Anders et al. 2009, Laube 2009). Kann eine Systematik in den Ergebnissen ausgemacht werden, welche die Hysterese-Ausprägung und Charakteristik der untersuchten Muskeln anhand ähnlicher bzw. abweichender anatomischer und funktioneller Merkmale erklärt, so soll die identifizierte Hysterese-Systematik mit der bestehenden Muskeleinteilung nach Comerford verglichen werden. Eine Übereinstimmung der nachweisbaren Hysterese-Systematik der untersuchten Muskeln mit dem System der Muskeleinteilung nach Comerford kann folglich das Modell weiter stützen und erweitern. Lässt sich keine generelle Systematik bei der Analyse der Ergebnisse feststellen oder zeigt die nachgewiesene Systematik keine Übereinstimmung mit der von Comerford beschriebenen Muskeleinteilung, so stellt dies einen weiteren Hinweis auf ein unzureichendes und möglicherweise fehlerhaftes Modell der Muskeleinteilung dar. Anhand der identifizierten Hysterese-Charakteristik und Ausprägung lässt sich außerdem nachweisen, ob die untersuchten Muskeln die von Comerford beschriebene bevorzugte konzentrische oder exzentrische Funktionsweise aufzeigen.

Die Ergebnisse der Fragestellung „Identifikation Hysterese“ wurden in zwei verschiedenen Betrachtungsweisen bzw. Darstellungsarten analysiert und interpretiert. Neben der qualitativen Darstellung wurden die Ergebnisse auch quantitativ ausgewertet. Entscheidend für die Analyse der Ergebnisse war, dass die beiden Betrachtungsweisen sich in ihren zugrunde liegenden Kriterien und folgend in ihrer Aussagemöglichkeit voneinander unterschieden. Bei den qualitativen Ergebnissen wurde beim Auftreten von zehn zusammenhängenden signifikanten Werten eine Hysterese-Kurve als systematisch signifikant (systematisch nachweisbar) klassifiziert. Die qualitative Betrachtungsweise trifft eine Aussage darüber, ob eine systematische signifikante Hysterese nachweisbar war und ob die nachweisbare Hysterese die typische oder atypische Charakteristik aufwies. Eine typische Hysterese beschreibt dabei eine erwartete größere Beanspruchung in der isometrisch-konzentrischen Phase der Kontraktion. Die atypische Hysterese hingegen charakterisiert eine Hysterese, die sich durch eine unerwartete, größere Beanspruchung in der isometrisch-exzentrischen Phase der Kontraktion auszeichnet.

Im Gegensatz dazu ist die quantitative Betrachtungsweise detaillierter. Sie stellt die Veränderung des Amplitudenparameters zweier korrespondierender Winkelabschnitte in Abhängigkeit vom Ausmaß dar. Die quantitative

Betrachtungsweise ist ein stufenweises Verfahren, welches zwei Bedingungen seriell aneinander koppelt. Neben der nötigen Differenz von 2 % zweier korrespondierender Winkelabschnitte (Bedingung 1 – Hysterese ja/nein) ist außerdem die Anzahl signifikanter Werte (Bedingung 2 nachweisbare bzw. nicht-nachweisbare Hysterese) entscheidend, damit der entsprechende Abschnitt der jeweiligen Hysterese-Kurve als signifikant eingestuft wird. Mithilfe der quantitativen Betrachtungsweise lässt sich somit eine Aussage über die Charakteristik und den Bereich der vorkommenden Hysterese innerhalb der Rotation treffen. Die quantitativen Ergebnisse orientieren sich an einer festgelegten Schwelle von 2 %. Die Analyse und Interpretation der Ergebnisse kann daher nur als hypothetischer Ansatz gesehen werden. Die Herabsetzung der Schwelle könnte möglicherweise zu abweichenden Ergebnissen in der Hysterese-Ausprägung und Charakteristik der Rumpfmuskeln führen. Die genannte Vorgehensweise wurde gewählt, um dem allgegenwärtigen Problem „Signifikanz vs. Relevanz“ Rechnung zu tragen.

### **5.1.2 Überblick und Diskussion der Ergebnisse**

Die untersuchten Muskeln zeigten in der RMS und dem KM der qualitativen Ergebnisse ein unterschiedlich häufiges Auftreten einer systematisch nachweisbaren Hysterese. Die Bewegungsabläufe mit einer systematisch nachweisbaren Hysterese wiesen dabei eine Charakteristik auf, die sich für die einzelnen abgeleiteten Muskeln unterschied. Die Anzahl an Bewegungsabläufen mit einer systematisch nachweisbaren Hysterese war für RMS und KM überwiegend identisch.

Bei der Interpretation und Einordnung der Ergebnisse muss berücksichtigt werden, dass die Ergebnisse freien, festgelegten Kriterien unterzogen wurden. Es ist folgend nicht eindeutig klar, ob die untersuchten Muskeln bei anderen, schwächer gewählten Kriterien eine eindeutige und möglicherweise nachweisbare Systematik in ihrer Hysterese-Ausprägung und Charakteristik gezeigt hätten. Aufgrund der Tatsache, dass es bei der durchgeführten Untersuchung keine belastbaren Referenzdaten gibt, müssen die gewählten Kriterien folglich kritisch hinterfragt werden. Nach systematischer Betrachtung der Datenlage wurden die Kriterien so gewählt, dass das Problem der Relevanz-Signifikanz mit großer Sicherheit gelöst ist. Die gewählten Kriterien, denen die Ergebnisse unterliegen, sind somit begründbar.

#### **5.1.2.1 M. rectus abdominis**

Der M. rectus abdominis ist ein global-mobilisierender Muskel, der sich am vorderen Rumpf befindet und zwischen Becken und Brustkorb aufgespannt ist. Der RA ist ein schneller kraftvoller Muskel, der vor allem konzentrisch arbeitet und bei höheren Belastungen rekrutiert wird. Fusiform in der Architektur seiner Fasern und ausgestattet mit einer überwiegenden Anzahl von Typ-2-Fasern, welche sich parallel zur Körperlängsachse befinden, besteht die Hauptaufgabe dieses Muskels in der Initiierung von Bewegungen und der Generierung von Kraft (Comerford und Mottram 2001). Bei der Betrachtung der qualitativen Ergebnisse des M. rectus abdominis zeigte sich vereinzelt eine vorkommende systematisch nachweisbare Hysterese, die dabei eine typische und erwartete Hysterese-Charakteristik aufwies. Dies deckt sich mit der von Comerford, für die global-mobilisierenden Muskeln beschriebenen, typisch konzentrischen Arbeitsweise (Comerford und Mottram 2001).

Insgesamt legen die qualitativen Ergebnisse den Schluss nahe, dass der RA eine weniger stark ausgeprägte bewegungsinitiierende und verkürzende Funktion besitzt und somit nicht nur als reiner Initiator von Bewegungen zu sehen ist. Es scheint, aufgrund der nur geringen Anzahl von Bewegungsabläufen mit einer systematisch nachweisbaren Hysterese, dass der Muskel vermehrt stabilisierend und unterstützend arbeitet. Die durchweg auftretende typische Hysterese, welche jedoch nur in einigen wenigen Fällen als systematisch nachweisbar eingestuft werden kann, unterscheidet sich von den quantitativen Ergebnissen.

Quantitativ konnte, unabhängig von den variierenden äußeren Bedingungen, in allen Bewegungsabläufen klar eine typische und erwartete Hysterese nachgewiesen werden, die sich dabei im Bereich größerer Beanspruchung zeigte. In einigen vereinzelt Bewegungsabläufen war die nachgewiesene Hysterese als signifikant bzw. nachweisbar einzustufen. Möglicher Grund für die abweichende Charakteristik und Ausprägung der quantitativen Hysterese-Ergebnisse ist in den zugrundeliegenden Kriterien der Ergebnisdarstellung zu finden, welche sich von den Kriterien der qualitativen Ergebnisse unterscheidet. Unter Berücksichtigung der Kriterien der Ergebnisdarstellung legen die quantitativen Ergebnisse den Verdacht nahe, dass der RA zwar verstärkt bewegungsinitiierend arbeitet, jedoch ebenso eine stabilisierende Komponente besitzt.

### **5.1.2.2 M. obliquus internus und externus**

Zu den abgeleiteten schrägen Bauchmuskeln gehören die Muskeln M. obliquus internus und der M. obliquus externus. Sie sind Teil des global-stabilisierenden Systems und verbinden Brustkorb und Becken miteinander (Comerford und Mottram 2001). Im Gegensatz zum RA sind sie vermehrt mit Typ-1-Fasern ausgestattet (Hüter-Becker und Klein 2005). Die schrägen Bauchmuskeln weisen eine fächerförmige Architektur auf und wirken auf den Bereich zwischen Becken und Brustkorb. Die Funktion der Muskeln besteht in der globalen Stabilisierung als auch in der Kontrolle des Bewegungsausmaßes. Sie reagieren Fall verhindernd gegen die Schwerkraft und werden bevorzugt exzentrisch rekrutiert (Comerford und Mottram 2001).

Die schrägen Bauchmuskeln OI und OE zeigten in der qualitativen Darstellung der Ergebnisse eine vom RA abweichende Hysterese-Ausprägung und Charakteristik. Sowohl der OI als auch der OE wiesen bei einer Startposition mit initial niedriger muskulärer Beanspruchung eine vermehrt signifikant atypische Hysterese im KM auf, welche jedoch im Amplitudenparameter RMS für den OE geringer ausgeprägt war. Charakterisiert ist die atypische Hysterese durch eine erhöhte Amplitude bei abnehmender Beanspruchung, was einer exzentrischen Arbeitsweise entspricht. Bei einer Startposition mit initial hoher muskulärer Beanspruchung zeigte sich beim OI hingegen keine systematisch nachweisbare Hysterese, während der OE eine vermehrt signifikant typische Hysterese aufwies. Diese beschriebene Charakteristik war sowohl im KM als auch im RMS ähnlich. Der OE zeigt somit ein situationsabhängiges Hysterese-Verhalten, während der OI in den qualitativen Ergebnissen ein nur tendenziell von der Startposition abhängiges Hysterese-Verhalten aufweist.

Bei der Betrachtung der quantitativen Ergebnisse konnte ebenfalls eine unterschiedliche Hysterese-Charakteristik für die beiden schrägen Bauchmuskeln nachgewiesen werden. Der OI zeigte ein fast durchweg situationsabhängiges Verhalten in der Hysterese-Ausprägung und Charakteristik, welches jedoch nur in vereinzelten Abläufen als signifikant bzw. nachweisbar eingestuft werden konnte. Bei Start der Rotation mit initial niedriger muskulärer Beanspruchung konnte im Bereich geringerer Beanspruchung eine vermehrt atypische Hysterese nachgewiesen werden. Die identifizierte Hysterese-Charakteristik zeigte sich zwar in der Mehrzahl

der Abläufe, eine signifikante atypische Hysterese war jedoch in weniger als der Hälfte der als atypisch klassifizierten Hysterese-Kurven nachweisbar. Wurde der Muskel aus maximaler Beanspruchung aus der Kraft geführt, so zeigte sich in diesem Fall eine typische Hysterese im Bereich größerer Beanspruchung – die Hysterese wies die typische und erwartete Charakteristik auf. Dieses situationsabhängige Verhalten ließ sich unter den zugrunde liegende Kriterien beim OE nicht feststellen. Der OE zeigte, ähnlich wie der RA in den quantitativen Ergebnissen, eine mehrheitlich typische Hysterese im Bereich größerer Beanspruchung.

Die von Comerford als vorwiegend exzentrische und somit stabilisierende beschriebene Funktionsweise der global-stabilisierenden Muskeln zeigte sich beim OI ausschließlich bei Bewegungsabläufen mit einer Startposition mit initial niedriger muskulärer Beanspruchung (Startposition  $0^\circ$ ). Bei einer Startposition von  $0^\circ$  konnte im Bereich geringer Beanspruchung eine vermehrt stabilitätsvermittelnde exzentrische Funktionsweise für den OI identifiziert werden. Dieses Verhalten konnte nicht bei den Bewegungsabläufen mit einer Startposition mit initial hoher muskulärer Beanspruchung nachgewiesen werden. Im Gegensatz zum OI zeigte der OE in den quantitativen Ergebnissen eine weniger spezifische stabilisierende und unterstützende Arbeitsweise. Das vorwiegend typische und erwartete Hysterese-Verhalten des OE weist darauf hin, dass der OE funktionell stärker bewegungsinitiiierend arbeitet als der OI. Die qualitativen als auch die quantitativen Ergebnisse belegen, dass die initial gewählte Startposition (Vorspannung) einen Einfluss auf das Aktivierungsverhalten und damit die Hysterese-Charakteristik der beiden Muskeln hat.

#### **5.1.2.3 M. iliocostalis**

Der M. iliocostalis ist nach der Muskeleinteilung Comerford's ein global-mobilisierender Muskel (Comerford und Mottram 2001). Der Muskel bildet den lateralen Trakt des M. erector spinae und gehört zum sakrospinalen System. Der Faserverlauf des Muskels verläuft von caudo-medial nach cranio-lateral und verbindet das Becken mit den Rippen (Hüter-Becker und Bacha 2005). In der qualitativen Ergebnisdarstellung zeigte sich sowohl für KM als auch RMS eine situationsabhängige Hysterese-Ausprägung und Charakteristik. Bei abnehmender Beanspruchung aus initial maximaler Beanspruchung konnte innerhalb der Rotation, ähnlich wie beim OE im KM, eine typische und erwartete systematisch nachweisbare

Hysteresese nachgewiesen werden. Hingegen war bei beginnender Rotation aus niedriger muskulären Beanspruchung eine entgegengesetzte Charakteristik zu identifizieren – es war eine vermehrt atypische systematisch nachweisbare Hysteresese erkennbar. Die nachgewiesenen qualitativen Ergebnisse zeigen sich ebenfalls in den quantitativen Ergebnissen. Anhand der qualitativen und quantitativen Ergebnisse lässt sich eindeutig feststellen, dass der M. iliocostalis ein situationsabhängiges Hysteresese-Verhalten aufweist. Das Aktivierungsverhalten des Muskels wird maßgeblich durch die Startposition (Vorspannung) beeinflusst. Die von Comerford als vorwiegend bewegungsinitiierend und konzentrisch beschriebene Arbeitsweise des IC konnte daher nur bei ausgewählten situationsabhängigen Bewegungsabläufen nachgewiesen werden; nämlich bei einer Startposition mit initial hoher muskulärer Beanspruchung (Startposition 0°). Die Ergebnisse zeigen, dass der IC nicht durchgehend konzentrisch arbeitet; insofern kommen dem IC auch stabilisierende Funktionscharakteristika zu.

#### **5.1.2.4 M. multifidus**

Der M. multifidus lässt sich in die Gruppe der lokal- stabilisierenden Muskeln einteilen (Comerford und Mottram 2001). Er ist in seinen monosegmentalen Anteilen ein tief liegender Muskel, der sich nah am Gelenk befindet. Seine multisegmentalen Anteile liegen jedoch an der Oberfläche und sind so der OEMG-Diagnostik zugänglich. Die Hauptaufgabe des Muskels besteht in der Kontrolle von Segmentbewegungen (segmentale Stabilisierung) (Comerford und Mottram 2001), was besonders in der neutralen Position des Rumpfes zum Tragen kommt, in der die Stabilisierungsfunktion von passiven Strukturen wie Bändern und Kapselsystemen gering ist (Panjabi 1992a). Der MF besitzt vorwiegend Typ-1-Fasern, welche fortdauernd bei niedriger Intensität kontrahieren und somit die Gelenke an der WS vor jeglichen Extremitäten-Bewegungen schützen (Hüter-Becker und Dölken 2011). Die Faserrichtung des Muskels ist in Längsachse zum Achsenskelett ausgerichtet und weist einen Tannenbaum-ähnlichen Verlauf auf. Kaudal in Richtung Becken zeigt der Muskel eine breitere Fächerung, während kranial die Fasern zusammenlaufen. Auffallend ist die Ausprägung und Charakteristik der Hysteresese des M. multifidus – die Ergebnisse des MF sind eindeutig und stechen hervor: Sowohl für RMS als auch KM konnte bei den qualitativen Ergebnissen durchweg eine systematisch nachweisbare Hysteresese nachgewiesen werden. Die systematisch nachweisbare Hysteresese war dabei durch eine erhöhte Beanspruchung in der



isometrisch-konzentrischen Phase der Kontraktion charakterisiert – der MF weist folglich eine durchweg typische Hysterese auf. Die eindeutigen qualitativen Ergebnisse konnten ebenso bei Betrachtung der quantitativen Ergebnisse identifiziert werden. Es zeigte sich, dass im Bereich größerer und mittlerer Beanspruchung durchweg eine typische nachweisbare Hysterese vorzufinden war. Das durchgehend typische bzw. erwartete Hysterese-Verhalten weist darauf hin, dass der MF funktionell stärker bewegungsinitiierend arbeitet als angenommen und folglich eine weniger starke stabilitätsvermittelnde Funktionsweise besitzt. Die Ergebnisse legen daher den Schluss nahe, dass die von Comerford als exzentrisch postulierte Arbeitsweise des MF kritisch hinterfragt werden muss.

#### **5.1.2.5 M. erector spinae**

Der M. erector spinae (pars longissimus) gehört zu den global-mobilisierenden Muskeln (Comerford und Mottram 2001). Bei Analyse der qualitativen Ergebnisse zeigte sich sowohl für RMS als auch KM eine ähnliche Hysterese-Ausprägung und Charakteristik. Der Muskel wies ein vermehrt situationsabhängiges Hysterese-Verhalten auf. Bei initial maximaler Beanspruchung und folgend abnehmender Beanspruchung (Startposition 0°) innerhalb der Rotation zeigte sich vermehrt und ausschließlich eine typische systematisch nachweisbare Hysterese. Erfuhr der Muskel aus minimaler Beanspruchung eine Zunahme (Startposition 180°), so konnte dabei eine ausschließlich atypische systematisch nachweisbare Hysterese nachgewiesen werden. Die qualitativen Ergebnisse zeigen, dass die Hysterese-Ausprägung und Charakteristik des ES maßgeblich durch die Startposition des jeweiligen Bewegungsablaufes beeinflusst wird.

In der quantitativen Ergebnisdarstellung konnte bei höheren Kippwinkeln eine ähnliche situationsabhängige Hysterese-Charakteristik nachgewiesen werden. Hier zeigte sich die atypische und durchweg nachweisbare Hysterese im Bereich geringerer Beanspruchung. Die Bewegungsabläufe mit einem niedrigeren Kippwinkel wiesen vermehrt eine typische Hysterese im Bereich der isometrisch-konzentrischen Phase der Kontraktion auf. Die von Comerford beschriebene überwiegend konzentrische Kontraktionsform des ES konnte in den qualitativen Ergebnissen vermehrt bei Bewegungsabläufen mit einer Startposition von 0° nachgewiesen werden. Die quantitativen Ergebnisse legen den Schluss nahe, dass der Muskel tendenziell ein situationsabhängiges Hysterese-Verhalten aufzeigt.

Bei Betrachtung des Ausmaßes der Hysterese-Ausprägung der qualitativen und quantitativen Ergebnisse scheint es, dass der ES eine weniger starke bewegungsinitiierende und verkürzende Funktionsweise besitzt. Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass der ES eine vermehrt stabilitätsvermittelnde Rolle innehat, was sich in der geringen Anzahl von typisch signifikanten Bewegungsabläufen in den quantitativen Ergebnissen zeigt.

### **5.1.3 Intermuskulärer Vergleich**

Beim Vergleich der Hysterese-Kurven der abgeleiteten Muskeln lassen sich, unter Berücksichtigung der ausgewählten anatomischen und funktionellen Merkmale, bei ausgewählten Muskeln Übereinstimmungen in der Hysterese-Ausprägung und Charakteristik finden.

Sowohl der M. rectus abdominis als auch der M. multifidus wiesen in der qualitativen und quantitativen Darstellung eine ähnliche Hysterese-Charakteristik und Ausprägung auf. Im Gegensatz zum RA zeigte der MF jedoch eine in allen Bewegungsabläufen vorkommende typische nachweisbare Hysterese. Die Anzahl an Bewegungsabläufen mit einer typisch nachweisbaren Hysterese war beim RA deutlich geringer ausgeprägt.

Die quantitative Ergebnis-Darstellung des RA und MF, die jedoch wie bereits erwähnt anderen Kriterien unterliegt, stützt die beobachteten Ergebnisse. Quantitativ zeigte sich ebenso eine vorwiegend typische Hysterese, welche situationsunabhängig auftrat. Die nachweisbare Hysterese zeigte sich bei beiden Muskeln im Bereich größerer Beanspruchung. Auffällig ist, dass die Muskeln sowohl in den qualitativen als auch quantitativen Ergebnissen ein situationsunabhängiges Hysterese-Verhalten aufwiesen – eine variierende Startposition zeigte bei beiden abgeleiteten Muskeln keinen Effekt auf die Ausprägung und Charakteristik der identifizierten Hysterese. Trotz einer überwiegenden Übereinstimmung in der Hysterese-Ausprägung und Charakteristik lässt sich beim Vergleich des MF und des RA keine eindeutige Systematik hinsichtlich ähnlicher anatomischer/funktioneller Merkmale herausarbeiten. Einzig die Faserrichtung, unter Berücksichtigung der festgelegten Elektrodenpositionierung (SENIAM), ist bei beiden Muskeln ähnlich – sie verläuft in Längsachse zum Körper. Die Muskeln unterscheiden sich in ihrer Lokalisation, ihrem vorwiegend vorkommenden Fasertyp, als auch in der Muskeleinteilung nach Comerford und der damit assoziierten Funktionsweise. Gegen eine ähnlich

verlaufende Faserrichtung als mögliche Ursache einer überwiegend übereinstimmenden Hysterese-Ausprägung und Charakteristik sprechen jedoch teilweise die Ergebnisse des M. erector spinae (longissimus). Der ES weist ebenso wie der RA und MF einen zur Körperlängsachse parallelen Faserverlauf auf. Trotzdem zeigte sich sowohl in den qualitativen als auch in den quantitativen Ergebnissen eine situationsabhängige Hysterese-Ausprägung bei höheren Kippwinkeln. In der quantitativen Darstellung der Ergebnisse konnte bei niedrigeren Kippwinkeln eine typische Hysterese im Bereich größerer Beanspruchung beobachtet werden. Bei einem Kippwinkel von  $49^\circ$  zeigte sich für den ES eine vermehrt situationsabhängige Hysterese-Charakteristik, ähnlich dem Verhalten des M. obliquus internus und M. iliocostalis. Aufgrund der Charakteristik der Ergebnisse des ES muss die identische Faserrichtung als Grund einer ähnlichen Hysterese-Ausprägung beim RA und MF mit Vorsicht betrachtet werden.

Die Analyse der Hysterese-Charakteristik und Ausprägung beider Muskeln zeigt außerdem, dass der Amplituden-Kraft-Zusammenhang (AKZ) nicht mit der identifizierten Hysterese-Funktion im Zusammenhang steht. Beide untersuchten Muskeln zeigen einen unterschiedlichen AKZ. Während der RA bei zunehmender Beanspruchung eine nicht-lineare Amplitudenzunahme erfährt, zeigt der MF eine lineare Charakteristik im AKZ (Anders et al. 2008). Hysterese-Funktion und AKZ stehen somit offensichtlich in keiner Beziehung zueinander.

Die schrägen Bauchmuskeln (OI und OE) und die hinteren Rumpfmuskeln IC und ES zeigten in der qualitativen Darstellung der Ergebnisse eine von RA und MF abweichende Hysterese-Ausprägung und Charakteristik. Im Gegensatz zum RA und MF wiesen die Muskeln OE, IC und ES (in der Mehrzahl der Bewegungsabläufe signifikant) eine vermehrte situationsabhängige Hysterese auf, welche je nach gewählter Startposition in ihrer Charakteristik variierte. Beim Start in maximaler Beanspruchung und einer Rotation aus der Kraft heraus war beim OE, IC und ES eine ausschließlich typische Hysterese nachweisbar. Erfuhren die Muskeln bei initial minimaler Beanspruchung eine zunehmende Beanspruchung innerhalb der Rotation, so zeigte sich eine vermehrt vorkommende atypische Hysterese. Der OI wies als einziger Muskel eine ausschließlich atypische Hysterese bei einer Startposition mit initial niedriger Beanspruchung in den qualitativen Ergebnissen auf.

Weder weisen die abgeleiteten Muskeln eine übereinstimmende Lokalisation am Rumpf auf noch zeigt sich eine Übereinstimmung in Fasertyp und Faserrichtung sowie in der Muskeleinteilung nach Comerford. Unter Berücksichtigung der festgelegten Kriterien einer systematisch nachweisbaren Hysterese scheint es, dass die abgeleiteten Muskeln qualitativ eher eine individuelle Hysterese-Ausprägung und Charakteristik aufweisen. Grund für diese Annahme ist, dass weder unter anatomischer noch unter funktioneller Betrachtung der Muskeln eine Systematik feststellbar ist, welche die identifizierten Ergebnisse erklären könnten.

Der M. obliquus externus zeigte in der quantitativen Darstellung der Ergebnisse eine ähnliche situationsunabhängige Hysterese-Ausprägung und Charakteristik wie der RA und MF. Im Gegensatz zum OE wies der andere abgeleitete schräge Bauchmuskel, der OI, ein abweichendes und vorwiegend situationsabhängiges Hysterese-Verhalten auf. Eine mögliche Erklärung für die quantitativ ähnliche Hysterese-Charakteristik der Muskeln RA, OE und MF, aber einer abweichenden Charakteristik des OI, kann möglicherweise in der Faserrichtung der Muskeln gefunden werden. Der schräge Faserverlauf des OE ähnelt eher dem Faserverlauf der sich in Körperlängsachse befindlichen Muskeln RA und MF, während der OI für die gewählte Elektrodenpositionierung eine eher horizontale und damit eine von der Körperlängsachse senkrecht abweichende Faserrichtung besitzt. Bedingt durch die gewählte Elektrodenpositionierung weist der OI eine große funktionelle Redundanz zum M. transversus abdominis des vorderen Rumpfes auf. Funktionell arbeitet der OI daher stärker stabilisierend als mobilisierend, was sich sowohl in den qualitativen als auch in den quantitativen Ergebnissen anhand einer vermehrten Anzahl an Bewegungsabläufen mit einer atypischen und unerwarteten Hysterese zeigte. Der OE hingegen ist zwar Teil des global-stabilisierenden Systems, funktionell ist er jedoch deutlich weniger für die Straffung und Stabilität des Rumpfkorsetts verantwortlich. Die große funktionelle Ähnlichkeit des OE zum RA zeigte sich daher auch in der identifizierten Charakteristik und Ausprägung der Hysterese, während der OI ein deutlich abweichendes Hysterese-Verhalten aufwies.

Der hintere Rumpfmuskel M. iliocostalis zeigte ein ausgeprägtes situationsabhängiges Hysterese-Verhalten, welches sich sowohl in den qualitativen als auch in den quantitativen Ergebnissen feststellen ließ. Trotz der Ähnlichkeit des IC zum OI in der Hysterese-Ausprägung und Charakteristik in den quantitativen

Ergebnissen – beide Muskeln zeigen eindeutig ein von der Startposition abhängiges Hysterese-Verhalten – lässt sich keine generelle Systematik herleiten, welche die Ergebnisse anhand übereinstimmender anatomischer/funktioneller Merkmale erklären könnte. Unter Berücksichtigung der intermuskulären Hysterese-Vergleiche lässt sich keine übergeordnete Systematik nachweisen – der IC weist ein individuelles Hysterese-Verhalten auf. Neuere Untersuchungen zeigen allerdings, dass der M. iliocostalis einen Kraftangriffswinkel (Hauptkraftrichtung, HKR) von ca. 90° besitzt (Steiniger 2013). Für den gewählten Untersuchungsansatz existiert jedoch keine Situation, in der der IC aus völliger Anspannung bzw. völliger Entspannung heraus aktiviert wird. Aufgrund dieser von den anderen untersuchten Muskeln abweichenden Ansteuerung und Arbeitsweise ist auch die nachgewiesene Hysterese-Charakteristik des IC als separat zu betrachten, da einerseits die Variation der Ausgangsbedingung „Startpunkt“ nicht mit den restlichen Muskeln übereinstimmt und er andererseits durch die abweichende HKR immer aus einer für ihn als indifferent zu bezeichnenden Position heraus aktiviert wird. Womöglich lässt sich der Muskel deshalb anhand seines Hysterese-Verhaltens keiner übergeordneten Einteilung zuordnen.

Abhängig von den untersuchten Muskeln sowie von den spezifischen Hysterese-Kriterien der qualitativen und quantitativen Ergebnis-Darstellung zeigte sich bei einigen ausgewählten Muskeln vermehrt eine situationsabhängige Hysterese, während andere Muskeln (vor allem RA und MF) ein situationsunabhängiges Hysterese-Verhalten aufwiesen. Es ließ sich keine übergeordnete Systematik feststellen, welche das variierende Hysterese-Verhalten der abgeleiteten Muskeln anhand ähnlicher anatomischer und funktioneller Merkmale erklärt. Das Auftreten einer situationsabhängigen Hysterese, so wie es bei den Muskeln OE, IC und ES in der qualitativen Darstellung und bei den Muskeln OI (teilweise signifikant), IC und ES in der quantitativen Darstellung der Ergebnisse vorzufinden war, lässt sich möglicherweise durch einen erhöhten Stabilisierungsaufwand erklären. Alle Muskeln mit einer nachgewiesenen situationsabhängigen Hysterese zeigten eine atypische und unerwartete Hysterese, wenn der Muskel primär eine geringe Beanspruchung erfuhr. Im Bereich der isometrisch-exzentrischen Phase der Kontraktion ließ sich dabei eine größere Beanspruchung als in der isometrisch-konzentrischen Phase nachweisen. Die größere Beanspruchung in der isometrisch-exzentrischen Phase zeigte sich dabei vermehrt im Bereich geringer Beanspruchung, als auch bei einigen

Bewegungsabläufen im Bereich größerer Beanspruchung. Die höheren Amplitudenwerte in der exzentrischen Phase sind nur durch zusätzliche Leistung zu erklären, die am Rumpf mit erhöhtem Stabilitätsaufwand funktionell in Zusammenhang zu bringen sind. Bei den situationsabhängigen Muskeln werden folgend zusätzliche stabilitätsvermittelnde Komponenten wirksam.

#### **5.1.4 Zusammenfassung**

Nach Analyse der qualitativen Ergebnisse lässt sich festhalten, dass 4/6 der abgeleiteten Muskeln in über der Hälfte der durchgeführten Bewegungsabläufe eine systematisch nachweisbare Hysterese aufwiesen: die hinteren Rumpfmuskeln IC, MF und ES sowie der schräge Bauchmuskel OE. Es konnte keine systematisch nachweisbare Hysterese für die Mehrzahl der Bewegungsabläufe bei den Muskeln RA und OI nachgewiesen werden.

Bei den quantitativen Ergebnissen ließ sich nur für die hinteren Rumpfmuskeln (IC, MF, ES) in der Mehrzahl der Bewegungsabläufe eine nachweisbare und somit signifikante Hysterese nachweisen. Bei den vorderen Rumpfmuskeln zeigte sich tendenziell eine eindeutige, jedoch nicht nachweisbare Hysterese-Ausprägung und Charakteristik. Das nachgewiesene Hysterese-Verhalten der abgeleiteten Muskeln lässt sich nicht durch die anatomischen und funktionellen Merkmale erklären. Die Charakteristik der nachgewiesenen Hysterese war für die Rumpfmuskeln variierend.

Die Muskeln, die eine vermehrt situationsabhängige Hysterese-Charakteristik (OI teilweise signifikant, IC signifikant, ES vor allem bei höheren Kippwinkeln) in den quantitativen Ergebnissen aufwiesen, zeigen keine übergreifende Übereinstimmung hinsichtlich ähnlicher anatomischer und funktioneller Merkmale. Es lässt sich keine Systematik herleiten, die die beobachtete Charakteristik der Muskeln erklärt. Eine vermehrt exzentrische Arbeitsweise wäre am ehesten für den RA erklärbar, da dieser Muskel schneller ermüdet. Jedoch sind sowohl der RA als auch der MF die einzigen untersuchten Muskeln, die in den Ergebnissen durchweg eine typische und erwartete Hysterese aufzeigten. Die typische Hysterese war hierbei innerhalb der Rotation im Bereich größerer Beanspruchung vorzufinden. Die kräftigen Rückenmuskeln (signifikant nachweisbar für den IC, beim ES bei höheren Kippwinkeln) zeigten hingegen eine vermehrt stabilitätsvermittelnde situationsabhängige Komponente, was überraschend und bei gegenwärtiger Forschungslage nicht ohne weiteres erklärbar ist.

Aufgrund der Tatsache, dass keine übergeordnete Systematik in den Ergebnissen feststellbar ist, welche die Hysterese-Ausprägung und Charakteristik aller abgeleiteten, aber auch der situationsabhängigen Muskeln erklärt, muss die Vermutung nahegelegt werden, dass jeder der untersuchten Muskeln ein überwiegend individuelles und unabhängiges Hysterese-Verhalten aufweist.

Die Zuordnung der Ergebnisse in das von Comerford postulierte System der Muskeleinteilung ist anhand anatomischer Merkmale nicht möglich. Einzig hinsichtlich der funktionellen Arbeitsweise ist tendenziell bei den vorderen Rumpfmuskeln eine Zuordnung zu den Muskelsystemen möglich. In den qualitativen Ergebnissen der schrägen Bauchmuskeln zeigt sich vermehrt eine exzentrische und stabilisierende Arbeitsweise, welche dabei situationsbedingt auftritt. Quantitativ ist beim OE eine situationsunabhängige und typische Hysterese nachweisbar, die jedoch in der Mehrzahl der Abläufe als nicht-nachweisbar einzustufen ist. Die Ergebnisse sprechen somit eher gegen eine vorwiegend stabilisierende Arbeitsweise des OE. Die Funktion des RA ist als vermehrt stabilisierend anzusehen. Grund hierfür ist die geringe Anzahl an Bewegungsabläufen mit einer systematisch nachweisbaren und typischen Hysterese. Die hinteren Rumpfmuskeln lassen, bedingt durch die Hysterese-Charakteristik, keine direkte Zuordnung zu. Unter der Berücksichtigung dieser Kriterien muss die Muskeleinteilung nach Comerford weiterhin mit Vorsicht betrachtet werden.

### **5.1.5 Ausblick**

Da es sich bei der Untersuchung um die Ergebnisse junger und gesunder Probanden handelt, sollten weitere Untersuchungen durchgeführt werden, um die Ergebnisse zu prüfen, stützen und besser im Kontext verstehen zu können. Es wäre sinnvoll, die durchgeführten Untersuchungen an Probanden mit CURS durchzuführen, um somit mögliche Abweichungen von der „Norm“ in der Hysterese-Ausprägung und Charakteristik feststellen zu können. Ein anderer Untersuchungsansatz wäre, die Rumpfmuskulatur von jungen und gesunden Probanden bei Ermüdung hinsichtlich der Hysterese-Ausprägung und Charakteristik zu untersuchen (Laube 2009)

## **5.2 Einfluss der äußeren Bedingungen auf die Ausprägung einer möglich nachweisbaren Hysterese**

### **5.2.1 Überblick**

Die zweite Fragestellung beschäftigte sich mit dem Einfluss der äußeren Bedingungen auf die Ausprägung und Charakteristik der Hysterese. Dies waren Kippwinkel, Rotationszeit, Startposition und Drehrichtung. Jede einzelne der vier äußeren Bedingungen wies unterschiedliche Einstellungsmerkmale auf. Durch den direkten Vergleich zweier Hysterese-Kurven, die sich in nur einem Merkmal unterschieden, konnte der Einfluss variierender äußerer Bedingungen auf die Charakteristik der Hysterese-Kurven untersucht werden.

### **5.2.2 Einfluss des variierenden Kippwinkels**

Beim direkten Vergleich zweier Hysterese-Kurven, die sich ausschließlich in ihrem Kippwinkel voneinander unterscheiden, konnte sowohl für RMS als auch KM eine generelle Systematik festgestellt werden.

Für die RMS zeigte sich bei allen abgeleiteten Muskeln in der Mehrzahl der direkten Vergleiche eine größere Hysterese für den größeren zu vergleichenden Kippwinkel. Die für die RMS nachgewiesene größere Hysterese für den größeren zu vergleichenden Kippwinkel lässt sich dabei durch ein erhöhtes Maß an Beanspruchung erklären. Aufgrund der erhöhten muskulären Beanspruchung bei einem größeren Kippwinkel zeigt sich eine größere Differenz in der Amplitude zwischen Hin- und Rückweg für die einzelnen Winkelabschnittsbereiche. Bei einem kleineren Kippwinkel erfährt der Muskel eine geringere Zunahme der Beanspruchung und somit ist der Anstieg der Amplitude geringer; die Differenz der Amplitude korrespondierender Winkelabschnittsbereiche ist in diesem Fall kleiner. Beim Vergleich der Hysterese-Kurven in den Absolut-Werten (RMS) zeigt sich aufgrund einer größeren Differenz zwischen den korrespondierenden Winkelabschnittsbereichen eine folglich größere Hysterese für die Hysterese-Kurve mit dem größeren Kippwinkel.

Im KM zeigte sich ein von den Absolut-Werten abweichendes Hysterese-Verhalten. Mithilfe der Normierung der Absolut-Werte (KM) gelang es, die Ergebnisse unabhängig vom variierenden Amplitudenniveau miteinander zu vergleichen. Aufgrund der Tatsache, dass im KM ein von der RMS abweichendes Hysterese-



Verhalten vorzufinden ist, zeigt, dass größere absolute Abweichungen, bedingt durch unterschiedliche Amplitudenniveaus, nicht gleichbedeutend mit gleich hohen relativen Abweichungen sind. Um dies jedoch feststellen zu können, bedarf es der Anwendung des KM.

Beim direkten Vergleich der Hysterese-Kurven mit variierendem Kippwinkel zeigten die vorderen Rumpfmuskeln ein Verhalten, welches am nachfolgend dargestellten Modell des Amplituden-Kraft-Zusammenhanges (AKZ) vereinfacht erklärbar ist. Die Muskeln RA, OI und OE zeigten im Bereich größerer Beanspruchung bzw. im Bereich des Kraftmaximums der Bewegungsphase eine größere Hysterese für den größeren zu vergleichenden Kippwinkel. Im Bereich des Kraftminimums der Bewegungsphase hingegen konnte tendenziell eine größere Hysterese für die Hysterese-Kurve mit einem kleineren Kippwinkel nachgewiesen werden.

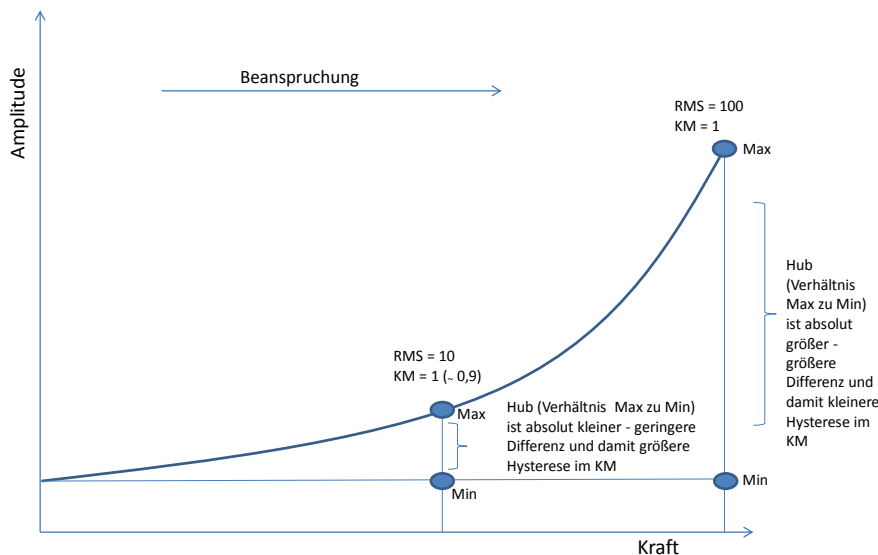
Im Gegensatz zu den vorderen Rumpfmuskeln war der Einfluss des variierenden Kippwinkels auf die Charakteristik der nachgewiesenen Hysterese der hinteren Rumpfmuskeln unerwartet. Die Muskeln MF und ES zeigten vermehrt im Bereich geringer Beanspruchung der Bewegungsphase eine größere Hysterese für die Hysterese-Kurve mit dem größeren Kippwinkel, während im Bereich größerer Beanspruchung eine größere Hysterese für den kleineren Kippwinkel nachzuweisen war. Ausnahme bildete der M. iliocostalis, der keine Systematik erkennen ließ.

Der Einfluss bzw. der Effekt des variierenden Kippwinkels auf die Ausprägung und Charakteristik der Hysterese der vorderen Rumpfmuskeln kann mithilfe eines Gedankenmodells vereinfacht dargestellt und somit nachvollzogen werden. Grundlage dieses Modells ist die Kurve des Amplituden-Kraft-Zusammenhanges (AKZ). Der AKZ beschreibt das Verhältnis zwischen der abgeleiteten EMG-Amplitude und der aufgebrachten Kraft des jeweiligen Muskels. Das Verhältnis zwischen Amplitude und Kraft ist dabei abhängig von verschiedenen Faktoren. Neben einer unterschiedlichen Lokalisation der schnellen Einheiten im Bezug zur Elektrode (Basmajian & de Luca 1985), einem variierenden Rekrutierungs- und Frequenzverhalten der motorischen Einheiten (Basmajian & de Luca 1985) sowie einer abweichenden Muskelfaserzusammensetzung (Woods & Bigland-Ritchie 1983) kommt ebenso die Interaktion zwischen Muskel-Agonist und Antagonist als Ursache in Betracht. Trotz der vielen Variablen, die den AKZ beeinflussen, konnte in Untersuchungen gezeigt werden, dass die vorderen Rumpfmuskeln ein nicht-

linearen AKZ aufweisen (Anders et al. 2008). Durch die Übertragung des nicht-linearen Modells des AKZ auf die Hysterese-Charakteristik der vorderen Rumpfmuskeln lässt sich die nachgewiesene Charakteristik für RMS und KM vereinfacht darstellen und erklären.

Die für die vorderen Rumpfmuskeln im KM nachgewiesene größere Hysterese für den größeren Kippwinkel im Bereich des Kraftmaximums der Bewegungsphase ist auf eine geringere zeitliche Streuung des Amplitudengipfels zurückzuführen. Somit ist anzunehmen, dass die zeitliche Streuung ein mögliches Varianzkriterium darstellt, welches Auswirkungen auf die Hysterese-Charakteristik hat. Durch eine höhere Kraftanforderung und eine gezieltere muskuläre Aktivierung, bedingt durch den größeren Kippwinkel, ist im Bereich größerer Beanspruchung das Maximum stärker und prononcierter ausgeprägt. Für den kleineren Kippwinkel ist die Streuung aufgrund einer weniger zielgerichteten Bewegung im Bereich des Kraftmaximums größer und folglich der Amplitudengipfel in diesem Bereich weniger genau definiert. Aufgrund dessen ist im KM eine kleinere Hysterese für den geringen Kippwinkel im Bereich des Kraftmaximums der Bewegungsphase nachweisbar.

Im Bereich geringer Beanspruchung der Bewegungsphase konnte eine entgegengesetzte Hysterese-Charakteristik festgestellt werden. In dem Bereich des Kraftminimums wies die Hysterese-Kurve des kleineren Kippwinkels eine größere Hysterese als die zu vergleichende Hysterese-Kurve mit größerem Kippwinkel auf. Grund hierfür ist die in diesem Bereich geringere Differenz zwischen Maximum und Minimum der Hysterese-Kurve mit dem kleineren zu vergleichenden Kippwinkel, welches prozentual (KM) einen für den kleineren Kippwinkel größeren Wert und damit eine größere Hysterese ergibt. Entscheidend ist, dass der Hub (Verhältnis zwischen Maximum und Minimum) im Bereich des Kraftminimums der Bewegungsphase für den kleineren Kippwinkel überproportional niedriger ist und dadurch das Minimum des kleineren Kippwinkels relativ gesehen höher ist.



**Abbildung 5.1** Darstellung und Erklärungsmodell der Hysterese-Charakteristik der vorderen Rumpfmuskulatur mithilfe des nicht-linearen AKZ (gilt für Bauchmuskeln)

Die für die vorderen Rumpfmuskeln festgestellte geringe Differenz zwischen Maximum und Minimum (kleiner Hub) im Bereich geringer Beanspruchung zeigt sich im KM als große prozentuale Differenz. Trotz einer nur geringen Beanspruchungszunahme im Bereich des niedrigen Beanspruchungsniveaus ist eine Systematik in der Hysterese-Ausprägung für die vorderen Rumpfmuskeln nachweisbar. Im Gegensatz zu der vorderen Rumpfmuskulatur lässt sich die untereinander ähnliche Hysterese-Charakteristik und Ausprägung der hinteren Rumpfmuskeln (MF und ES) nicht anhand des hier dargestellten Modells des AKZ erklären. Anders als die vorderen Rumpfmuskeln zeigen die hinteren Rumpfmuskeln einen linearen Amplituden-Kraft-Zusammenhang (Anders et al. 2008). Obwohl im Bereich geringer Beanspruchung ebenfalls eine geringe Differenz zwischen Maximum und Minimum vorhanden und der Hub somit gering ist, ist das Modell des AKZ nicht auf die hinteren Rumpfmuskeln übertragbar.

### 5.2.3 Einfluss der variierenden Rotationszeit

Beim Vergleich der Hysterese-Kurven, die sich ausschließlich in der Rotationszeit voneinander unterscheiden, konnte sowohl für RMS und KM keine signifikante Systematik nachgewiesen werden. Die beobachteten Unterschiede sind im Bereich physiologischer Variabilität zu sehen. Die äußere Bedingung der Rotationszeit hat keinen Einfluss auf die Ausprägung und Charakteristik der Hysterese.

#### **5.2.4 Einfluss der variierenden Drehrichtung**

Beim direkten Vergleich der beiden Drehrichtungen konnte weder für RMS noch für KM eine signifikante Systematik identifiziert werden. Tendenziell war jedoch eine leicht vermehrte Anzahl an Hysterese-Kurven vorzufinden, die eine größere Hysterese bei beginnender Linksdrehung aufzeigten. Besonders OI und MF zeigten tendenziell im Bereich des Kraftmaximums der Bewegungsphase eine größere Hysterese für die Bewegungsabläufe mit beginnender Linksdrehung. Als möglicher systematischer Einfluss muss hier jedoch die reguläre Abfolge der applizierten Drehrichtungen (immer beginnend mit der Linksdrehung) genannt werden. Dennoch kann aufgrund der Abwesenheit einer identifizierbaren Systematik der Einfluss der Drehrichtung unter Berücksichtigung der gewählten Kriterien als unbedeutend eingeschätzt werden.

#### **5.2.5 Einfluss der variierenden Startposition**

Beim Vergleich der Hysterese-Kurven mit abweichender Startposition konnte bei den untersuchten Muskeln OI, OE, IC, MF und ES eine Systematik in RMS und KM festgestellt werden.

##### **5.2.5.1 M. rectus abdominis**

Der RA zeigte tendenziell eine typische und erwartete Hysterese, welche durch eine größere Beanspruchung in der isometrisch-konzentrischen Phase der Kontraktion charakterisiert war. Beim Vergleich der Hysterese-Kurven in RMS und KM wies der Muskel geringfügige quantitative Unterschiede auf, die jedoch statistisch gesehen als nicht-signifikant einzustufen sind. Der RA zeigte rein quantitative Veränderungen innerhalb des regulären Hysterese-Verhaltens.

Trotz der nur marginal feststellbaren Differenzen zwischen den Hysterese-Kurven des RA zeigt sich, auch und vor allem unter Berücksichtigung der durchgängig typischen und erwarteten Hysterese-Charakteristik des RA, aber auch aufgrund der feststellbaren Tendenz in den Ergebnissen der anderen untersuchten vorderen Rumpfmuskeln, dass die gewählte Startposition einen hier jedoch rein quantitativen Einfluss auf Hysterese-Verhalten und -Charakteristik ausübt. Die Ursache für diese rein quantitativen Unterschiede zwischen den verglichenen Hysterese-Kurven ist dabei in der typischen und erwarteten Hysterese-Charakteristik des Muskels zu finden.

Beim direkten Vergleich der Hysterese-Kurven, die sich in ihrer Startposition unterschieden, zeigte sich für den Bereich des Kraftmaximums/-minimums ein unterschiedlich ausgeprägtes Hysterese-Verhalten. Unabhängig vom gewählten Kippwinkel war im Bereich des Kraftmaximums der Bewegungsphase eine größere Hysterese für die Hysterese-Kurven mit einer Startposition von  $180^\circ$  nachweisbar. Die in diesem Bereich der Bewegungsphase vorherrschende maximale Vorspannung des Muskels hat bei Zunahme bzw. Abnahme der Kraft offensichtlich einen größeren Aktivitätsunterschied und damit eine größere Differenz in der Amplitude zur Folge – aufgrund dessen zeigt sich im Bereich des Kraftmaximums eine größere Hysterese für die Kurven mit einer Startposition von  $180^\circ$ . Ein hoher Anteil von schnell ermüdbaren fast-twitch-Fasern (Typ 2) kann ebenfalls als Ursache für die nachgewiesenen größeren Aktivitätsunterschiede angesehen werden. Durch die initiale hohe Beanspruchung und die folgend eintretende Ermüdung kommt es zu einer schnelleren Abnahme der Muskelaktivität. Allerdings lässt sich diese zwar nachvollziehbar erscheinende Begründung des Sachverhaltes dennoch nicht für die Erklärung heranziehen, da bei  $49^\circ$  Kippwinkel das hypothetische Phänomen nicht nachweisbar ist. Somit gelingt eine schlüssige Erklärung dieses beobachteten Phänomens für den Vergleich der beiden Startpositionen derzeit nicht.

Im Bereich des Kraftminimums war hingegen ein entgegengesetztes Hysterese-Verhalten vorzufinden – es konnte vermehrt eine größere Hysterese für die Kurven mit einer initialen Startposition von  $0^\circ$  nachgewiesen werden, was als Zeichen für einen unabhängig vom Kippwinkel zu verzeichnenden vermehrten Stabilitätsaufwand gewertet werden kann. Die abweichend von der Startposition identifizierte Hysterese-Charakteristik zeigt, dass das Hysterese-Verhalten des Muskels nicht nur von der vorherigen Ausgangsbedingung beeinflusst wird, sondern auch durch das Ausmaß der Beanspruchung des Muskels bei Beginn der Rotation. Somit ist die Ausgangsbedingung für das Hysterese-Verhalten des Muskels mit entscheidend.

#### **5.2.5.2 M. obliquus internus**

Der schräge Bauchmuskel OI ist ein Muskel, der abhängig von der gewählten Startposition ein abweichendes Hysterese-Verhalten zeigt. Die Ergebnisse der Fragestellung „Identifikation Hysterese“ zeigen, dass der IO bei einer gewählten Startposition von  $0^\circ$  eine überwiegend atypische Hysterese im Bereich des Kraftminimums aufwies. Hingegen war für die Bewegungsabläufe mit einer

Startposition von  $180^\circ$  vermehrt eine typische und erwartete Hysterese zu beobachten, die dabei im Bereich des Kraftmaximums vorzufinden war.

Beim direkten Vergleich der Hysterese-Kurven zeigte der Muskel in RMS und KM eine ähnliche Charakteristik wie der gerade Bauchmuskel RA. Im Gegensatz zum RA jedoch waren beim Vergleich der Hysterese-Kurven signifikante Unterschiede zwischen den Hysterese-Kurven feststellbar. Im Bereich geringer Beanspruchung der Bewegungsphase fand sich gehäuft eine signifikant größere Hysterese für die Hysterese-Kurven mit einer Startposition von  $0^\circ$ , während im größeren und mittleren Kraftbereich der Bewegungsphase durchweg eine größere, jedoch nicht signifikante Hysterese für die Hysterese-Kurven mit einer Startposition von  $180^\circ$  nachweisbar war.

Die für den OI nachgewiesene größere Hysterese für die Startposition von  $180^\circ$  deckt sich mit dem Verhalten des geraden Bauchmuskels RA. Bei initialer Vorspannung zeigte sich ebenso wie beim RA eine größere Hysterese, jedoch ohne dabei signifikant zu sein.

Die beim Vergleich der Hysterese-Kurven identifizierte signifikant größere Hysterese für die Startposition von  $0^\circ$  im Bereich des Kraftminimums lässt sich durch das situationsabhängige Hysterese-Verhalten des Muskels erklären, welches in der Fragestellung „Identifikation Hysterese“ beobachtet werden konnte. Aufgrund eines vermehrten Auftretens einer atypischen Hysterese im Bereich des Kraftminimums zeigte sich beim Vergleich der Hysterese-Kurven eine größere Hysterese für die Startposition von  $0^\circ$ . In mehreren Vergleichen war dabei ein signifikanter Unterschied nachweisbar. Grund hierfür ist ein erhöhter Stabilisierungsaufwand des OI, der offensichtlich dann benötigt wird, wenn der Muskel aus seinem Kraftminimum ( $0^\circ$ ) die Rotation beginnt. Wird hingegen die Winkelposition von  $0^\circ$  innerhalb der Rotation durchlaufen (Startposition  $180^\circ$ ), so ist kein erhöhter Stabilitätsaufwand feststellbar.

Die Ergebnisse stützen die Annahme, dass der OI als ein vorwiegend stabilisierender Muskel einzuteilen ist. Entscheidend ist jedoch, dass die stabilisierende Funktion vor allem dann zum Tragen kommt, wenn der Muskel primär im Bereich des Kraftminimums eine Zunahme in seiner Beanspruchung erfährt.

#### **5.2.5.3 M. obliquus externus**

Der OE zeigte unter den festgelegten quantitativen Kriterien tendenziell eine typische und erwartete Hysterese. Beim Vergleich der Hysterese-Kurven konnte im Bereich des Kraftmaximums eine größere Hysterese für die Hysterese-Kurven mit einer Startposition von 180° nachgewiesen werden. Im Bereich geringer Beanspruchung der Bewegungsphase war, wie auch beim OI, vermehrt eine signifikant größere Hysterese für die Hysterese-Kurven mit einer Startposition von 0° feststellbar. Trotz abweichender Hysterese-Charakteristik der beiden schrägen Bauchmuskeln OI und OE bei der Fragestellung „Identifikation Hysterese“ zeigte sich beim Vergleich der Hysterese-Kurven bei variierender Startposition eine große Übereinstimmung und Ähnlichkeit.

Obwohl der OE bei der Fragestellung „Identifikation Hysterese“ vorwiegend eine typische Hysterese aufwies, konnte beim Vergleich der Hysterese-Kurven im Bereich des Kraftminimums vermehrt eine signifikant größere Hysterese für die Hysterese-Kurven mit einer Startposition von 0° nachgewiesen werden. Dies zeigt, dass der OE eine erhöhte stabilisierende Komponente im Bereich des Kraftminimums besitzt.

Wie für den OI konnte somit auch für den OE gezeigt werden, dass die Charakteristik der Hysterese maßgeblich durch die äußere Bedingung der Startposition beeinflusst wird. Beide schräge Bauchmuskeln zeigen, dass sie nicht nur eine Hysterese aufweisen, die durch die vorherige Situation innerhalb der Rotation bestimmt wird, sondern dass die Hysterese auch und vor allem durch die äußere Bedingung der Startposition beeinflusst wird. Der Einfluss des initial gewählten Kraftniveaus bei Rotationsbeginn hat Auswirkung auf das Hysterese-Verhalten der beiden Muskeln. Die Tatsache, dass beide schrägen Bauchmuskeln stabilisierende Muskeln sind, lässt sich anhand der Ergebnisse ebenfalls verdeutlichen und präzisieren. Die stabilisierende Komponente ist vor allem dann vorzufinden, wenn OI und OE aus einem Kraftminimum heraus eine Zunahme ihrer Beanspruchung erfahren.

#### **5.2.5.4 M. iliocostalis**

Der IC zeigte bei der Fragestellung „Identifikation Hysterese“ ein von der gewählten Startposition abhängiges Hysterese-Verhalten. Beim Vergleich der Hysterese-Kurven unterschiedlicher Startpositionen konnte im Bereich des primär angenommenen Kraftmaximums gehäuft eine signifikant größere Hysterese für die die Hysterese-Kurven mit einer Startposition von 0° vorgefunden werden. Hingegen war im Bereich

des primär angenommen Kraftminimums eine größere, jedoch meist nicht signifikante Hysterese für die Hysterese-Kurven mit einer Startposition von 180° beobachtbar. Die Ergebnisse zeigen, dass der IC, wie auch die vorderen Rumpfmuskeln, in seinem Hysterese-Verhalten von der gewählten Startposition beeinflusst wird. Die Änderung der Startposition stellt demnach einen starken Eingriff in die Muskelaktivierung dar. Die für den IC vorgefundene größere Hysterese für die Startposition von 0° im Bereich des Kraftmaximums lässt sich durch einen hohen Anteil an schnell ermüdbaren fast-twitch-Fasern vom Typ 2 erklären. Wie auch für den RA, ebenfalls ein global-mobilisierender Muskel, zeigt auch der IC einen größeren Unterschied zwischen Anspannungs- und Entspannungsphase bei initial bestehender Vorspannung.

#### **5.2.5.5 M. multifidus**

Der lokal-stabilisierende Muskel MF zeigte bei der Fragestellung „Identifikation Hysterese“ eine nachweisbare typische Hysterese. Beim Vergleich der Hysterese-Kurven zeigte sich sowohl in RMS als auch KM im Bereich größerer und mittlerer Beanspruchung der Bewegungsphase eine vermehrt nachweisbare größere Hysterese für die Hysterese-Kurven mit einer Startposition von 0°. Im Übergang zum Bereich des Kraftminimums war eine Umkehrung vorzufinden – hier war eine größere Hysterese für die Hysterese-Kurven mit einer Startposition von 180° nachweisbar. Dieser Bereich der Bewegungsphase, in dem sich der Einfluss der Startposition auf das Hysterese-Verhalten umkehrt, markiert bei der Fragestellung „Identifikation Hysterese“ den Bereich, in dem keine nachweisbare Hysterese mehr vorzufinden ist. Die Ergebnisse zeigen, dass der MF trotz durchweg typischer Hysterese eine von der Startposition abhängige Aktivierung erfährt.

#### **5.2.5.6 M. erector spinae (pars longissimus)**

Der ES zeigte bei der Fragestellung „Identifikation Hysterese“ ein überwiegend typisches Hysterese-Verhalten, welches stärker bei den Hysterese-Kurven mit einer Startposition von 0° ausgeprägt war. Bei größer werdenden Kippwinkeln war hingegen eine vermehrt atypische Hysterese für die Bewegungsabläufe mit einer Startposition von 180° nachweisbar, die dabei im Bereich geringer Beanspruchung vorzufinden war.

Beim Vergleich der Hysterese-Kurven konnte ein deutlicher Effekt einer variierenden Startposition auf die Charakteristik der Hysterese festgestellt werden. Das



Aktivierungsverhalten des ES wird somit maßgeblich durch die gewählte Startposition beeinflusst. Im Bereich größerer und mittlerer Beanspruchung der Bewegungsphase war eine größere Hysterese für die Hysterese-Kurven mit einer Startposition von  $0^\circ$  nachweisbar. Mit größer werdendem Kippwinkel nahm die Anzahl größerer Hysteresen für die Kurven mit einer Startposition von  $180^\circ$  zwar ab, jedoch zeigten sich vermehrt signifikante Werte. Die Ergebnisse zeigen, dass der Muskel bei initialer Vorspannung eine größere Hysterese für die Kurven mit der Startposition von  $0^\circ$  aufweist. Im Bereich geringer Beanspruchung war durchweg eine größere Hysterese für die Hysterese-Kurven mit einer Startposition von  $180^\circ$  nachweisbar. Mit steigendem Kippwinkel war eine größere Anzahl sowie vermehrte Signifikanz für die Hysterese-Kurven mit größerer Hysterese für eine Startposition von  $180^\circ$  feststellbar. Wie auch der RA und IC gehört der ES zu den global-mobilisierenden Muskeln und besitzt demnach vermehrt einen hohen Anteil an schnell ermüdbaren fast-twitch-Fasern vom Typ 2. Ein dadurch bedingter größerer Aktivitätsunterschied zwischen Kraftabfall und -zunahme bei initial bestehender Vorspannung bewirkt somit eine größere Hysterese für die Startposition von  $0^\circ$ .

#### **5.2.5.7 Zusammenfassung – Einfluss der Startposition**

Schlussendlich sind die Ergebnisse der Fragestellung über den Einfluss der Startposition auf die nachweisbare Hysterese für die untersuchten Muskeln nicht anhand funktionsspezifischer Merkmale der Muskeln erklärbar. Vielmehr konnte gezeigt werden, dass alle untersuchten Muskeln in ihrem Aktivierungsverhalten maßgeblich durch die gewählte Startposition beeinflusst werden. Dabei sind keine übereinstimmenden Funktionscharakteristika der Muskeln als Ursache für das nachgewiesene Hysterese-Verhalten zu erkennen. Auffällig ist, dass die Hysterese-Kurven der Muskeln mit initial bestehender Vorspannung v.a. für die Bereiche großer Lasteinwirkung durchgängig eine größere Hysterese aufwiesen. Für das Aktivierungsverhalten der Muskeln ist offensichtlich viel mehr entscheidend, ob die Rotation aus maximaler Beanspruchung beginnt oder ob der Bereich maximaler Beanspruchung innerhalb der Rotation lediglich durchlaufen wird. Im Bereich des Kraftminimums hingegen zeigt sich bei allen untersuchten Muskeln eine größere Hysterese (in vielen Fällen signifikant nachweisbar) für den Startpunkt mit initial geringer Belastung.

## 6 Schlussfolgerungen

Das Ziel der Untersuchung bestand darin, die gewählten Rumpfmuskeln unter dynamisch-isometrischen Bedingungen auf das Auftreten einer Hysterese hin zu untersuchen. Ebenso sollte der Einfluss der äußeren Bedingungen auf die möglich nachweisbare Hysterese ermittelt werden.

Bei der Auswertung der qualitativen Ergebnisse war bei den Muskeln OE, IC, MF und ES in der Mehrzahl der durchgeführten Bewegungsabläufe eine systematisch nachweisbare Hysterese im KM erkennbar. Somit konnte bei 4/6 Muskeln eine systematisch nachweisbare Hysterese identifiziert werden. Die Ausprägung und Charakteristik der nachweisbaren Hysterese war dabei für die untersuchten Muskeln verschieden.

Die Muskeln OE, IC und ES zeigten in den qualitativen Ergebnissen ein situationsabhängiges Hysterese-Verhalten. Abhängig von der gewählten Startposition war dabei eine typische Hysterese bzw. atypische Hysterese nachweisbar. Definitionsgemäß bezeichnet „typische Hysterese“ hierbei eine Hysterese, welche durch eine erhöhte Beanspruchung in der isometrisch-konzentrischen Phase der Kontraktion charakterisiert ist. Tritt eine höhere Amplitude in der exzentrischen Phase der Kontraktion auf, so wird die nachgewiesene Hysterese als atypisch bzw. unerwartet bezeichnet (Erklärung im Abschnitt 2.3.2).

Bei einer Startposition mit initial hoher muskulärer Beanspruchung konnte bei den drei Muskeln (OE, IC und ES) eine ausschließlich typische Hysterese im Bereich hoher Beanspruchung nachgewiesen werden. Begann die Rotation in einer Startposition mit niedriger Beanspruchung war eine überwiegend atypische Hysterese im Bereich niedriger Beanspruchung erkennbar. Der MF zeigte als einziger Muskel bei allen Bewegungsabläufen eine signifikant typische Hysterese in den qualitativen Ergebnissen.

Beim RA war bei Vorliegen einer systematisch nachweisbaren Hysterese eine ausschließlich typische Hysterese-Charakteristik erkennbar. Der OI wies in der Mehrzahl der Bewegungsabläufe zwar keine systematisch nachweisbare Hysterese auf, es konnte jedoch bei einer Startposition mit initial niedriger Beanspruchung vermehrt eine atypische Hysterese im Bereich niedriger Beanspruchung identifiziert werden. Die qualitativen Ergebnisse der Muskeln OE, IC und ES legen den Schluss

nahe, dass die initial gewählte Vorspannung bei Beginn der Rotation das Aktivierungsverhalten der Muskeln entscheidend beeinflusst und somit folglich auch einen Einfluss auf die Hysterese-Charakteristik hat.

Unter den festgelegten quantitativen Kriterien konnte nur bei den hinteren Rumpfmuskeln IC, MF und ES in der Mehrzahl der Bewegungsabläufe eine nachweisbare Hysterese identifiziert werden. Trotz Abwesenheit nachweisbarer Hysterese-Befunde in der Mehrzahl der Bewegungsabläufe war bei den vorderen Rumpfmuskeln RA, OI und OE ein tendenzielles Hysterese-Verhalten zu beobachten.

Der IC zeigte in den quantitativen Ergebnissen ein deutlich von der Startposition abhängiges Hysterese-Verhalten, während das Hysterese-Verhalten des ES nur bei höheren Kippwinkeln von der Startposition beeinflusst wurde. Tendenziell konnte für beide Muskeln bei einer Startposition mit initial hoher muskulärer Beanspruchung eine fast ausschließlich typische Hysterese im Bereich hoher Beanspruchung nachgewiesen werden. Bei Start der Rotation im Bereich geringer Beanspruchung war hingegen eine vorwiegend atypische Hysterese im Bereich niedriger Beanspruchung vorzufinden. Der MF wies durchweg ein nachweisbar typisches und somit erwartetes Hysterese-Verhalten auf, welches unabhängig von der Startposition war. Die nachweisbare Hysterese des MF zeigte sich dabei im Bereich größerer Beanspruchung der Bewegungsphase.

Der RA wies in der Mehrzahl der Bewegungsabläufe keine nachweisbare Hysterese auf. Bei Nachweis einer signifikanten Hysterese konnte jedoch eine ausschließlich typische Hysterese im Bereich hoher Beanspruchung nachgewiesen werden. Der OI wies tendenziell ein von der Startposition abhängiges Hysterese-Verhalten auf, ohne dabei jedoch eine überwiegend signifikante Hysterese aufzuzeigen. Beim OE konnte, ähnlich wie für den RA in den quantitativen Ergebnissen, eine überwiegend typische Hysterese im Bereich größerer Beanspruchung nachgewiesen werden. Die Hysterese-Charakteristik war dabei unabhängig von der gewählten Startposition. Unter Berücksichtigung der qualitativen Ergebnisse ist jedoch anzunehmen, dass der OE in gewissem Maße von der initial gewählten Startposition beeinflusst wird. Das vorwiegend typische Hysterese-Verhalten des OE in den quantitativen Ergebnissen kann jedoch darauf hinweisen, dass der Muskel funktionell stärker bewegungsinitiierend arbeitet als der OI.

Sowohl die qualitativen als auch die quantitativen Ergebnisse zeigen, dass die Charakteristik der Hysterese maßgeblich durch die Vorspannung (Startposition) beeinflusst wird. Ausnahme bilden die Muskeln MF und RA, die beide eine ausschließlich typische Hysterese-Charakteristik in den qualitativen und quantitativen Ergebnissen aufweisen und deren Hysterese unabhängig von der gewählten Startposition ist. In Hinblick auf anatomische und funktionelle Charakteristika der untersuchten Muskeln lässt sich jedoch kein Erklärungsmodell bzw. eine übergreifende Systematik der Ergebnisse herleiten. Die untersuchten Muskeln zeigen ein individuelles Hysterese-Verhalten.

In Hinblick auf den Einfluss der äußeren Bedingungen auf die Ausprägung und Charakteristik der Hysterese zeigte sich ein deutlicher Einfluss von Kippwinkel und Startposition auf das Hysterese-Verhalten. Hinsichtlich Rotationszeit und Drehrichtung konnten keine signifikanten Effekte gefunden werden. Beim Vergleich der Hysterese-Kurven die sich in ihrem Kippwinkel unterschieden war in der RMS für alle Rumpfmuskeln durchgehend eine erwartete größere Hysterese für die Hysterese-Kurve mit dem größeren zu vergleichenden Kippwinkel vorzufinden. Bedingt durch die stärkere Aktivierung der Muskeln bei zunehmendem Beanspruchungsniveau zeigte sich innerhalb der Rotation eine größere Differenz zwischen Hin- (Anspannungsphase) und Rückweg (Entspannungsphase). Wird folglich eine Hysterese-Kurve mit großem Kippwinkel mit einer Hysterese-Kurve mit kleinem Kippwinkel in absoluten Werten verglichen, so zeigt sich eine größere Hysterese für die Kurve mit dem größeren Kippwinkel.

Bei der Betrachtung des KM der hinteren Rumpfmuskeln lässt sich beim Vergleich der Hysterese-Kurven, die hinsichtlich des Kippwinkels variieren, kein passendes Erklärungsmodell formulieren, obwohl die Muskeln alle eine ähnliche Charakteristik aufwiesen. Die vorderen Rumpfmuskeln zeigten hingegen eine Systematik: Eine durchweg größere Hysterese für den größeren der beiden zu vergleichenden Kippwinkel im Bereich des Kraftmaximums lässt sich hierbei durch eine geringe zeitliche Streuung erklären. Im Bereich größerer Belastung in der Bewegungsphase erfährt der Muskel eine größere Beanspruchung und somit eine gezieltere muskuläre Aktivierung, was sich in der Folge in einem stärker ausgeprägten Maximum manifestiert. Der Bereich geringer muskulärer Beanspruchung zeigte hingegen eine größere Hysterese für die Hysterese-Kurve mit dem kleineren zu vergleichendem

Kippwinkel. Grund hierfür ist, dass das Verhältnis zwischen Maximum und Minimum im Bereich des Kraftminimums der Bewegungsphase für den kleineren Kippwinkel niedriger ist und sich dadurch ein für den kleineren Kippwinkel relativ höheres Minimum ergibt.

Bei allen untersuchten Muskeln konnte ein Einfluss der Startposition auf die Ausprägung der Hysterese festgestellt werden, der jedoch unterschiedlich stark ausgeprägt war. Es sind dabei jedoch keine übereinstimmenden Funktionscharakteristika der Muskeln als Ursache für das nachgewiesene Hysterese-Verhalten vorzufinden. Auffällig ist für alle Muskeln, dass die Hysterese-Kurven mit initial bestehender Vorspannung durchgängig eine größere Hysterese im Bereich der höheren Beanspruchungsniveaus aufzeigten. Demgegenüber konnte bei den Hysterese-Kurven mit einer Startposition ohne direkte Belastung eine eher stärkere Hysterese für die Phasen geringer Beanspruchung gefunden werden. Das initiale Beanspruchungsniveau bestimmt somit das Aktivierungsverhalten der untersuchten Muskeln und ist ein wichtiger Faktor bei der Beurteilung der Hysterese-Charakteristik und -Ausprägung.

## 7 Literaturverzeichnis

- Ahmadi S, Sinclair PJ, Foroughi N, Davis GM. 2007. Research article Electromyographic activity of the biceps brachii after exercise-induced muscle damage. *Journal of Sports Science and Medicine*, 6:461-470.
- Ahonen J. 2008. Sportmedizin und Trainingslehre. Schattauer.
- Allison G. 2003. Trunk muscle onset detection technique for EMG signals with ECG artefact. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13 (3):209-216.
- Anders C. 1999. Surface EMG. *Industrial and Occupational Ergonomics: Users' Encyclopedia, International Journal of Industrial Engineering - Theory, Applications and Practice*.
- Anders C, Brose G, Hofmann GO, Scholle HC. 2007a. Gender specific activation patterns of trunk muscles during whole body tilt. *Eur J Appl Physiol*, 101 (2):195-205.
- Anders C, Brose G, Hofmann GO, Scholle HC. 2008. Evaluation of the EMG-force relationship of trunk muscles during whole body tilt. *J Biomech*, 41 (2):333-339.
- Anders C, Bretschneider S, Bernsdorf A, Erler K, Schneider W. 2004. Identische muskuläre Beanspruchung bedingt von der Muskellänge abhängige unterschiedliche muskuläre Aktivierungsniveaus. *Physikalische Medizin Rehabilitationsmedizin Kurortmedizin*, 14 (4):171-178.
- Anders C, Wagner H, Puta C, Grassme R, Scholle HC. 2009. Healthy humans use sex-specific co-ordination patterns of trunk muscles during gait. *Eur J Appl Physiol*, 105 (4):585-594.
- Anders C, Scholle HC, Wagner H, Puta C, Grassme R, Petrovitch A. 2005. Trunk muscle co-ordination during gait: relationship between muscle function and acute low back pain. *Pathophysiology*, 12 (4):243-247.
- Anders C, Wagner H, Puta C, Grassme R, Petrovitch A, Scholle HC. 2007b. Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. *J Electromyogr Kinesiol*, 17 (2):245-252.
- Bachofen H. 1968. Lung tissue resistance and pulmonary hysteresis. *J Appl Physiol*, 24 (3):296-301.
- Bartel W. 2003. Wissenschaftliches Arbeiten in der Physiotherapie. Facultas.
- Basmaian J, De Luca CJ. 1985. *Muscles alive*. Williams and Wilkins, Baltimore, MD.
- Benjamini Y, Hochberg Y. 1995. Controlling the false discovery rate: a practical and powerful approach to multiple testing
- Benninghoff A. 1994. *Anatomie Makroskopische Anatomie, Embryologie und Histologie des Menschen*.
- Berger A, Hierner R. 2006. *Plastische Chirurgie: Mamma. Stamm. Genitale*. Springer.
- Bergmark A. 1989. Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthop Scand Suppl*, 230:1-54.
- Birbaumer N, Schmidt RF, Schaible H-G. 2005. *Neuro- Und Sinnesphysiologie*.
- Blum DE. 1998. Computer-based electroencephalography: technical basics, basis for new applications, and potential pitfalls. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 106 (2):118-126.
- Brown, Wickham, McAndrew, Huang. 2007. Muscles within muscles: Coordination of 19 muscle segments within three shoulder muscles during isometric motor tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17 (1):57-73.
- Bruns T, Praun N. 2002. *Biofeedback: Ein Handbuch für die therapeutische Praxis*. Vandenhoeck & Ruprecht.
- Cholewicki J, McGill SM. 1996. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 11 (1):1-15.
- Comerford MJ, Mottram SL. 2001. Movement and stability dysfunction--contemporary developments. *Man Ther*, 6 (1):15-26.

- da Silva RA, Jr., Arsenault AB, Gravel D, Lariviere C, de Oliveira E, Jr. 2005. Back muscle strength and fatigue in healthy and chronic low back pain subjects: a comparative study of 3 assessment protocols. *Arch Phys Med Rehabil*, 86 (4):722-729.
- Danneels LA, Vanderstraeten GG, Cambier DC, Witvrouw EE, Bourgois J, Dankaerts W, De Cuyper HJ. 2001. Effects of three different training modalities on the cross sectional area of the lumbar multifidus muscle in patients with chronic low back pain. *Br J Sports Med*, 35 (3):186-191.
- De Foa JL, Forrest W, Biedermann H. 1989. Muscle fibre direction of longissimus, iliocostalis and multifidus: landmark-derived reference lines. *Journal of anatomy*, 163:243.
- De Luca CJ. 1997. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, 13:135-163.
- De Luca CJ, Knaflitz M. 1992. Surface Electromyography: What's New? : CLUT.
- Diedrich FJ, Warren WH, Jr. 1995. Why change gaits? Dynamics of the walk-run transition. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*, 21 (1):183-202.
- Dimitrova N, Dimitrov G. 2003. Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13 (1):13-36.
- Dober R Leistungskurs Sport
- Doorenbosch C, Joosten A, Harlaar J. 2005. Calibration of EMG to force for knee muscles is applicable with submaximal voluntary contractions. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 15 (4):429.
- Drake JD, Callaghan JP. 2006. Elimination of electrocardiogram contamination from electromyogram signals: An evaluation of currently used removal techniques. *Journal of electromyography and kinesiology*, 16 (2):175-187.
- Dubo H, Peat M, Winter D, Quanbury A, Hobson D, Steinke T, Reimer G. 1976. Electromyographic temporal analysis of gait: normal human locomotion. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 57 (9):415.
- Eckardt PDmA. 2011. Praxis LWS-Erkrankungen: Diagnose und Therapie Springer-Verlag.
- Edgerton VR, Wolf SL, Levendowski DJ, Roy RR. 1996. Theoretical basis for patterning EMG amplitudes to assess muscle dysfunction. *Medicine and science in sports and exercise*, 28:744-751.
- Enoka RM. 1995. Morphological features and activation patterns of motor units. *Journal of clinical neurophysiology : official publication of the American Electroencephalographic Society*, 12 (6):538-559.
- Farina D, Merletti R, Indino B, Graven-Nielsen T. 2004. Surface EMG crosstalk evaluated from experimental recordings and simulated signals. *Methods Inf Med*, 43:30-35.
- Farina D, Merletti R, Indino B, Nazzaro M, Pozzo M. 2002. Surface EMG crosstalk between knee extensor muscles: experimental and model results. *Muscle & nerve*, 26 (5):681-695.
- Feinstein B, Lindegard B, Nyman E, Wohlfart G. 1955. Morphologic studies of motor units in normal human muscles. *Acta Anat (Basel)*, 23 (2):127-142.
- Fuglevand AJ, Winter DA, Patla AE, Stashuk D. 1992. Detection of motor unit action potentials with surface electrodes: influence of electrode size and spacing. *Biological Cybernetics*, 67 (2):143-153.
- Fukuda TY, Alvarez AS, Nassri LFG, Godoy CMGd. 2008. Quantitative electromyographic assessment of facial muscles in cross-bite female children; Avaliação eletromiográfica quantitativa de músculos faciais em crianças do sexo feminino com mordida cruzada. *Rev bras eng biomed*, 24 (2):121-129.
- Geisser ME, Ranavaya M, Haig AJ, Roth RS, Zucker R, Ambroz C, Caruso M. 2005. A meta-analytic review of surface electromyography among persons with low back pain and normal, healthy controls. *The journal of pain*, 6 (11):711-726.
- Gobel H. 2001. [Epidemiology and costs of chronic pain syndromes exemplified by specific and unspecific low back pain]. *Schmerz*, 15 (2):92-98.
- Goff B. 1972. The application of recent advances in neurophysiology to Miss M. Rood's concept of neuromuscular facilitation. *Physiotherapy*, 58 (12):409-415.

- Guimaraes AC, Herzog W, Allinger TL, Zhang YT. 1995. The EMG-force relationship of the cat soleus muscle and its association with contractile conditions during locomotion. *J Exp Biol*, 198 (Pt 4):975-987.
- Hagen KB, Hilde G, Jamtvedt G, Winnem M. 2004. Bed rest for acute low-back pain and sciatica. *Cochrane Database Syst Rev*, (4):CD001254.
- Haggmark T, Thorstensson A. 1979. Fibre types in human abdominal muscles. *Acta Physiol Scand*, 107 (4):319-325.
- Hartvigsen J, Bakketeig LS, Leboeuf-Yde C, Engberg M, Lauritzen T. 2002. [The association between physical workload and low back pain clouded by the "healthy worker" effect]. *Ugeskr Laeger*, 164 (21):2765-2768.
- Hasenbring M, Hallner D, Klasen B. 2001. Psychologische Mechanismen im Prozess der Schmerzchronifizierung. *Der Schmerz*, 15 (6):442-447.
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and Kinesiology*, 10 (5):361.
- Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C, Hägg G. 1999. European recommendations for surface electromyography. Roessingh Research and Development The Netherlands.
- Herzog W, Lee EJ, Rassier DE. 2006. Residual force enhancement in skeletal muscle. *The Journal of Physiology*, 574 (3):635-642.
- Hestbaek L, Leboeuf-Yde C, Manniche C. 2003. Low back pain: what is the long-term course? A review of studies of general patient populations. *Eur Spine J*, 12 (2):149-165.
- Hestbaek L, Leboeuf-Yde C, Kyvik KO, Manniche C. 2006. The course of low back pain from adolescence to adulthood: eight-year follow-up of 9600 twins. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31 (4):468-472.
- Hides JA, Richardson CA, Jull GA. 1996. Multifidus Muscle Recovery Is Not Automatic After Resolution of Acute, First-Episode Low Back Pain. *Spine*, 21 (23):2763-2769.
- Hides JA, Jull GA, Richardson CA. 2001. Long-term effects of specific stabilizing exercises for first-episode low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26 (11):E243-248.
- Hides JA, Stokes MJ, Saide M, Jull GA, Cooper DH. 1994. Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 19 (2):165-172.
- Hodges PW, Richardson CA. 1996. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, 21 (22):2640-2650.
- Hodges PW, Richardson CA. 1998. Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. *J Spinal Disord*, 11 (1):46-56.
- Hodges PW, Richardson CA. 1999. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 80 (9):1005-1012.
- Hollmann W, Hettinger T, Strüder H. 2000. Sportmedizin: Grundlagen für Arbeit, Training und Präventivmedizin.(4. Auflage) Stuttgart. New York: Schattauer.
- Hüter-Becker A, Bacha S. 2005. Untersuchen in der Physiotherapie. Thieme Georg Verlag.
- Hüter-Becker A, Klein D. 2005. Biomechanik, Bewegungslehre, Leistungsphysiologie, Trainingslehre. Thieme Georg Verlag.
- Hüter-Becker A, Dölken M. 2011. Untersuchen in der Physiotherapie. Thieme.
- Jonic S, Jankovic T, Gajic V, Popovic D. 1999. Three machine learning techniques for automatic determination of rules to control locomotion. *IEEE Trans Biomed Eng*, 46 (3):300-310.
- Jorgensen K, Nicholaisen T, Kato M. 1993. Muscle fiber distribution, capillary density, and enzymatic activities in the lumbar paravertebral muscles of young men. Significance for isometric endurance. *Spine (Phila Pa 1976)*, 18 (11):1439-1450.
- Joseph J. 1968. EMG studies of gait in man. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 25 (4):394.



- Kankaanpää M, Laaksonen D, Taimela S, Kokko SM, Airaksinen O, Hänninen O. 1998. Age, sex, and body mass index as determinants of back and hip extensor fatigue in the isometric Sorensen back endurance test. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 79 (9):1069-1075.
- Karjalainen K, Malmivaara A, van Tulder M, Roine R, Jauhiainen M, Hurri H, Koes B. 2003. Multidisciplinary biopsychosocial rehabilitation for subacute low back pain among working age adults. *Cochrane Database Syst Rev*, 2.
- Keller TS, Colloca CJ, Harrison DE, Moore RJ, Gunzburg R. 2007. Muscular contributions to dynamic dorsoventral lumbar spine stiffness. *Eur Spine J*, 16 (2):245-254.
- Klein P, Sommerfeld P. 2004. *Biomechanik der menschlichen Gelenke. Grundlagen, Becken, untere Extremität*. Elsevier, Urban & Fischer.
- Kleine BU, Stegeman DF, Mund D, Anders C. 2001. Influence of motoneuron firing synchronization on SEMG characteristics in dependence of electrode position. *Journal of Applied Physiology*, 91 (4):1588-1599.
- Konrad P. 2005. *EMG-Fibel. Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie* Noraxon, USA.
- Kostyukov AI. 1998. Muscle hysteresis and movement control: a theoretical study. *Neuroscience*, 83 (1):303-320.
- Krause N, Ragland DR, Fisher JM, Syme SL. 1998. Psychosocial job factors, physical workload, and incidence of work-related spinal injury: a 5-year prospective study of urban transit operators. *Spine*, 23 (23):2507.
- Lamoth CJ, Daffertshofer A, Meijer OG, Lorimer Moseley G, Wuisman PI, Beek PJ. 2004. Effects of experimentally induced pain and fear of pain on trunk coordination and back muscle activity during walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19 (6):551-563.
- Laube W. 2009. *Sensomotorisches System: Physiologisches Detailwissen für Physiotherapeuten*. Thieme.
- Lawrence JH, De Luca C. 1983. Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. *Journal of Applied Physiology*, 54 (6):1653-1659.
- Lesser M. 2011. *Oberflächenelektromyographische Untersuchungen zur Rumpfmuskelkoordination bei rückseitiger Lastapplikation* Jena: Friedrich-Schiller Universität Jena.
- Luttmann A, Jäger M, Sökeland J, Laurig W. 1996. Electromyographical study on surgeons in urology. II. Determination of muscular fatigue. *Ergonomics*, 39 (2):298-313.
- Lynn P, Bettles N, Hughes A, Johnson S. 1978. Influence of electrode geometry on bipolar recordings of the surface electromyogram. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 16 (6):651-660.
- Marquardt M. 2012. *Laufanalyse*. Thieme.
- Marshall P, Murphy B. 2003. The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13 (5):477-489.
- Mathur S, Eng J, MacIntyre D. 2005. Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15 (1):102-110.
- Maxwell JC, Torrance TF. 1996. *The dynamical theory of the electromagnetic field*. Wipf and Stock Publishers.
- McFadden KD, Bagnall KM, Mahon M, Ford D. 1984. Histochemical fiber composition of lumbar back muscles in the rabbit. *Acta Anat (Basel)*, 120 (3):146-150.
- McGill K. 2004. Surface electromyogram signal modelling. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 42 (4):446-454.
- Mercado AC, Carroll LJ, Cassidy JD, Cote P. 2005. Passive coping is a risk factor for disabling neck or low back pain. *Pain*, 117 (1-2):51-57.
- Meyer RW. 2007. *Vom Faustkeil zum Internet: die Entwicklungsgeschichte des Menschen*. Humboldt Verlags GmbH.
- Mielke A, Roubíček T. 2003. A rate-independent model for inelastic behavior of shape-memory alloys. *Multiscale Modeling & Simulation*, 1 (4):571-597.

- Mörl F, Anders C, Graßme R. 2010. An easy and robust method for ECG artifact elimination of SEMG signals ISEK. Aalborg: Omnipress.
- Ng J-F, Kippers V, Richardson C. 1998. Muscle fibre orientation of abdominal muscles and suggested surface EMG electrode positions. *Electromyography and clinical neurophysiology*, 38 (1):51-58.
- Notter RH, Taubold R, Mavis RD. 1982. Hysteresis in saturated phospholipid films and its potential relevance for lung surfactant function in vivo. *Exp Lung Res*, 3 (2):109-127.
- Panjabi MM. 1992a. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord*, 5 (4):383-389; discussion 397.
- Panjabi MM. 1992b. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord*, 5 (4):390-396; discussion 397.
- Panjabi MM. 2003. Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13:371-379.
- Paterson BA, Anikin IM, Krans JL. 2010. Hysteresis in the production of force by larval Dipteran muscle. *J Exp Biol*, 213 (Pt 14):2483-2493.
- Pfeifer K, Vogt L, Banzer W. 2003. Kinesiologische Elektromyographie (EMG). *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 54 (11):331-332.
- Pfingsten M SP. 2004. Chronische Rückenschmerzen: Vom Symptom zur Krankheit
- Polatin PB, Kinney RK, Gatchel RJ, Lillo E, Mayer TG. 1993. Psychiatric illness and chronic low-back pain. The mind and the spine--which goes first? *Spine*, 18 (1):66.
- Politti JC, Felice CJ, Valentinuzzi ME. 2003. Arm EMG during abduction and adduction: hysteresis cycle. *Med Eng Phys*, 25 (4):317-320.
- Preece A, Wimalaratna H, Green J, Churchill E, Morgan H. 1994. Non-invasive quantitative EMG. *Electromyography and clinical neurophysiology*, 34 (2):81.
- Putz RL, Muller-Gerbl M. 1996. The vertebral column--a phylogenetic failure? A theory explaining the function and vulnerability of the human spine. *Clin Anat*, 9 (3):205-212.
- Raspe H. 2012. Rückenschmerzen. *Gesundheitsberichterstattung des Bundes*, (53).
- Rassier DE. 2007. Stretching human muscles makes them stronger. *Journal of Applied Physiology*, 102 (1):5-6.
- Rauber K. 2003. *Anatomie des Menschen*. Stuttgart: Georg Thieme.
- Remington JW. 1955. Hysteresis loop behavior of the aorta and other extensible tissues. *Am J Physiol*, 180 (1):83-95.
- Richardson CA, Jull G, Hodges P, Hides J. 1999. *Therapeutic exercise for spinal segmental stabilization in low back pain: scientific basis and clinical approach*. Churchill Livingstone.
- Rieder A, Lohff B. 2008. *Gender Medizin: Geschlechtsspezifische Aspekte für die klinische Praxis*. Springer.
- Rissén D, Melin B, Sandsjö L, Dohns I, Lundberg U. 2000. Surface EMG and psychophysiological stress reactions in women during repetitive work. *European journal of applied physiology*, 83 (2):215-222.
- Rush AJ, Polatin P, Gatchel RJ. 2000. Depression and chronic low back pain: establishing priorities in treatment. *Spine*, 25 (20):2566-2571.
- Saur P, Koch D, Steinmetz U, Straub A, Ensink FB, Kettler D, Hildebrandt J. 1997. [Isokinetic strength of lumbar muscles in patients with chronic backache]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 135 (4):315-322.
- Schmidt CO, Raspe H, Pfingsten M, Hasenbring M, Basler HD, Eich W, Kohlmann T. 2007a. Back pain in the German adult population: prevalence, severity, and sociodemographic correlates in a multiregional survey. *Spine (Phila Pa 1976)*, 32 (18):2005-2011.
- Schmidt RF, Lang F, Heckmann M. 2007b. *Physiologie des Menschen mit Pathophysiologie*. Springer DE.
- Scholle H, Schumann N, Anders C, Mey E. 1992. [Quantitative topographic characterization of the myoelectric activity distribution of the masseter muscle: mapping of spectral EMG parameters]. *EEG-EMG Zeitschrift für Elektroenzephalographie, Elektromyographie und verwandte Gebiete*, 23 (3):115.

- Schünke M. 2000. Funktionelle Anatomie-Topographie und Funktion des Bewegungssystems. Thieme.
- Silbernagl S, Despopoulos A. 1991. Taschenatlas der Physiologie. Georg Thieme.
- Smith RC. 2005. Smart material systems: Model developments. Siam.
- Solomonow M, Baratta R, Shoji H, D'ambrosia R. 1990. The EMG-force relationships of skeletal muscle; dependence on contraction rate, and motor units control strategy. Electromyography and clinical neurophysiology, 30 (3):141.
- Solomonow M, Baratta RV, Banks A, Freudenberger C, Zhou BH. 2003. Flexion-relaxation response to static lumbar flexion in males and females. Clin Biomech (Bristol, Avon), 18 (4):273-279.
- Stöcker H, Best C. 2007. Taschenbuch der Physik: Formeln, Tabellen, Übersichten. H. Deutsch.
- Stokes IA, Gardner-Morse M. 2003. Spinal stiffness increases with axial load: another stabilizing consequence of muscle action. J Electromyogr Kinesiol, 13 (4):397-402.
- Stokes IA, Rush S, Moffroid M, Johnson GB, Haugh LD. 1987. Trunk extensor EMG-torque relationship. Spine (Phila Pa 1976), 12 (8):770-776.
- Tittel K. 2003. Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. Urban & Fischer.
- Torre. 1953. Nombre et dimensions des unites motorices dans les muscles extrinseques de l'oeil et en general dans les muscles squelettiques relies a des organes de sens. Arch Suisses Neurol Psychiatry, 72:362-376.
- Trnkoczy A. 1974. Static hysteresis loop of electrically stimulated muscles. Medical and Biological Engineering and Computing, 12 (2):182-187.
- Van Nieuwenhuyse A, Somville PR, Crombez G, Burdorf A, Verbeke G, Johannik K, Van den Bergh O, Masschelein R, Mairiaux P, Moens GF, BelCoBack Study G. 2006. The role of physical workload and pain related fear in the development of low back pain in young workers: evidence from the BelCoBack Study; results after one year of follow up. Occup Environ Med, 63 (1):45-52.
- Van Tulder MW, Koes B, Malmivaara A. 2006. Outcome of non-invasive treatment modalities on back pain: an evidence-based review. Eur Spine J, 15 Suppl 1:S64-81.
- Voss H. 1979. Taschenbuch der Anatomie. Gustav Fischer.
- Walcott S, Sun SX. 2009. Hysteresis in cross-bridge models of muscle. Phys Chem Chem Phys, 11 (24):4871-4881.
- Wang H, Ahrens C, Rief W, Schiltenswolf M. 2010. Influence of comorbidity with depression on interdisciplinary therapy: outcomes in patients with chronic low back pain. Arthritis Res Ther, 12 (5):R185.
- Wenig CM, Schmidt CO, Kohlmann T, Schweikert B. 2009. Costs of back pain in Germany. Eur J Pain, 13 (3):280-286.
- Wilke HJ, Rohlmann A, Neller S, Graichen F, Claes L, Bergmann G. 2003. ISSLS prize winner: A novel approach to determine trunk muscle forces during flexion and extension: a comparison of data from an in vitro experiment and in vivo measurements. Spine (Phila Pa 1976), 28 (23):2585-2593.

## 8 Anhang

### 8.1 Untersuchungsprotokoll

#### Protokoll Hysterese Rumpfmuskeln

Name: \_\_\_\_\_ interner Code: \_\_\_\_

geb: \_\_\_\_\_ Datum: \_\_\_\_\_

AD 2000/s

Bipolar: gain 1000, Messung mit ToM (48 er)

<b>Muskel/Kanalbelegung</b>	<b>Lokalisation</b>
Rectus abdominis: <b>li 1 (1), re 7 (9)</b>	caudale Elektrode Höhe Nabel, 4cm von Mitte, vertikal
Obliquus internus: <b>li 2 (2), re 8 (10)</b>	medial Inguinalfalte, Höhe SIAS, horizontal
Obliquus externus: <b>li 3 (3), re 9 (11)</b>	Unterhalb tiefster Punkt Rippenbogen, auf Linie von dort zu kontralateralem Tuberculum pubicum, direkt an Rippenbogen
Iliocostalis <b>li 4 (4), re 10 (12)</b>	Höhe L2, medial d. Linie SIPS-Unterkante Rippenbogen
Multifidus: <b>li 5 (5), re 11 (13)</b>	Höhe L5, 1cm medial der Linie SIPS – L1/L2 Zwischenraum
Erector longissimus: <b>li 6 (6), re 12 (14)</b>	Höhe L1 2Finger lateral des Proc. spinosus auf Muskelbauch, nach kranial
EKG <b>li 13 (8)</b>	direkt in Herzachse, mit Erde
Kippung: 3 <b>14 (15)</b>	direkt in ToM
Rotation: 4 <b>15 (16)</b>	
Kraft x: 2 (vor- zurück) <b>16 (17)</b>	
Kraft y: 1 (seitlich) <b>17 (18)</b>	

Messzeit für jegliche Referenz immer ca. 20 s

Referenz 1: Stehen in Ruhe, Arme normal n \_\_\_\_\_. mes

Referenz 2: Stehen in Ruhe, Arme Arbeitshaltung n \_\_\_\_\_. mes  
(Arbeitshaltung: Arme verschränkt vor der Brust, rechts zuerst)

### **Test: Centaur**

Referenz 3: Stehen im Gerät, Arme normal n \_\_\_\_\_. mes

Referenz 4: Stehen im Gerät, Arbeitshaltung n \_\_\_\_\_. mes

**Für Messungen im Gerät: Arme vor der Brust gekreuzt, rechts zuerst.**

### **Maximalkrafttest (wird ganz am Schluss durchgeführt!!)**

Messzeit für Referenz Maximalwert immer ca. 5 s, jeweils möglichst 3 Wiederholungen, alle immer in einen File hinein messen:

Vorkippung (Extension) Kraftwert: \_\_\_\_\_ N n \_\_\_\_\_. mes

Rückkippung (Flexion) Kraftwert: \_\_\_\_\_ N n \_\_\_\_\_. mes

**Es werden immer zwei komplette Drehungen nacheinander durchgeführt, nach links wird immer begonnen, dann also rechts**

**Möglicher Startpunkt: 180°, 0°**

**Mögliche Drehzeit: 20s, 30s**

**Mögliche Kippwinkel: 15°, 30° 49° (25 %, 50 % 75 % OK Gewicht)**

Startpunkt: \_\_\_\_ Zeit: \_\_\_\_ Winkel: \_\_\_\_ links n \_\_\_\_\_. mes

rechts n \_\_\_\_\_. mes

Startpunkt: \_\_\_\_ Zeit: \_\_\_\_ Winkel: \_\_\_\_ links n \_\_\_\_ . mes  
rechts n \_\_\_\_ . mes

Startpunkt: \_\_\_\_ Zeit: \_\_\_\_ Winkel: \_\_\_\_ links n \_\_\_\_ . mes  
rechts n \_\_\_\_ . mes

Startpunkt: \_\_\_\_ Zeit: \_\_\_\_ Winkel: \_\_\_\_ links n \_\_\_\_ . mes  
rechts n \_\_\_\_ . mes

Startpunkt: \_\_\_\_ Zeit: \_\_\_\_ Winkel: \_\_\_\_ links n \_\_\_\_ . mes  
rechts n \_\_\_\_ . mes

Startpunkt: \_\_\_\_ Zeit: \_\_\_\_ Winkel: \_\_\_\_ links n \_\_\_\_ . mes  
rechts n \_\_\_\_ . mes

Startpunkt: \_\_\_\_ Zeit: \_\_\_\_ Winkel: \_\_\_\_ links n \_\_\_\_ . mes  
rechts n \_\_\_\_ . mes

Startpunkt: \_\_\_\_ Zeit: \_\_\_\_ Winkel: \_\_\_\_ links n \_\_\_\_ . mes  
rechts n \_\_\_\_ . mes

Startpunkt: \_\_\_\_ Zeit: \_\_\_\_ Winkel: \_\_\_\_ links n \_\_\_\_ . mes  
rechts n \_\_\_\_ . mes

Startpunkt: \_\_\_\_ Zeit: \_\_\_\_ Winkel: \_\_\_\_ links n \_\_\_\_ . mes  
rechts n \_\_\_\_ . mes

Startpunkt: \_\_\_\_ Zeit: \_\_\_\_ Winkel: \_\_\_\_ links n \_\_\_\_ . mes  
rechts n \_\_\_\_ . mes

Startpunkt: \_\_\_\_ Zeit: \_\_\_\_ Winkel: \_\_\_\_ links n \_\_\_\_ . mes  
rechts n \_\_\_\_ . mes

### **Vermessungsdaten Proband**

Körpergröße: \_\_\_\_ cm

Probandenangabe auf 1 cm genau

Körpergewicht: \_\_\_\_ kg

Probandenangabe auf 1 kg genau

Händigkeit: \_\_\_\_

Schulterbreite: \_\_\_\_ cm

mit Beckenzirkel, auf 0,5 cm genau: Außenkanten Acromion

Taillenbreite: \_\_\_\_ cm

mit Beckenzirkel, auf 0,5 cm genau: schmalste Stelle, mgl. Höhe Nabel

Beckenbreite: \_\_\_\_ cm

mit Beckenzirkel, auf 0,5 cm genau: Beckenkamm

Schulterumfang: \_\_\_\_ cm

mit Maßband, auf 0,5 cm genau: Höhe Muskelbauch Deltoideus

Taillenumfang: \_\_\_\_ cm

mit Maßband, auf 0,5 cm genau: schmalste Stelle, mgl. Höhe Nabel

Beckenumfang: \_\_\_\_ cm

mit Maßband, auf 0,5 cm genau: Höhe Beckenkamm

Abstand Beckenkamm zu Spina scapulae: \_\_\_\_ cm

mit Maßband, auf 0,5 cm genau: mediale Kante

bei Frauen:

BH-Größe:            UB-Umfang: \_\_\_\_\_ cm            Körbchen: \_\_\_\_\_

Probandenangabe

### **Hautfalten**

Biceps: \_\_\_\_\_ mm

UA 90°, senkrecht Mitte OA

Triceps: \_\_\_\_\_ mm

UA 90°, senkrecht Mitte OA

Subscapular: \_\_\_\_\_ mm

Entlang Scapula, 1cm unterhalb unterer Rand, diagonal

Suprailiacal: \_\_\_\_\_ mm

Direkt über Beckenkamm, Mitte Axillarlinie, senkrecht

### **Fettwaage**

Aktivitätsgrad: \_\_\_\_\_            Körperfettanteil: \_\_\_\_\_



## 8.2 Lebenslauf

### Persönliche Daten

Name: Rosenow

Vorname: Leon Richard

Geburtsdatum: 03.06.1987

Geburtsort: Berlin

Staatsangehörigkeit: deutsch

Familienstand: ledig

Anschrift: Paul-Krause-Straße 3a, 14129 Berlin

### Akademischer Werdegang

1998 – 2007	Werner von Siemens Gymnasium, Berlin, Deutschland
2004 – 2005	Austin High School, Texas, USA <i>Auslandsjahr im Rahmen eines Schüleraustausches mit der Education First Foundation</i>
2008 – 2010	Pomeranian Medical University, Polen <i>Studium der Humanmedizin</i>
2010 - 2015	Friedrich-Schiller-Universität, Jena, Deutschland <i>Studium der Humanmedizin</i>

### 8.3 Danksagung

Nach mehr als zwei Jahren Arbeit kann ich jetzt endlich sagen: Die Dissertation ist fertig – Wahnsinn! Da eine wissenschaftliche Arbeit nie nur die Arbeit einer einzelnen Person ist, sondern auch Förderer hat, möchte ich mich in diesem Sinne natürlich bei den Menschen bedanken, die mich bei der Erstellung der Arbeit unterstützt haben und mir über die Zeit hinweg beiseite standen. Mein Dank und meine ersten Zeilen gelten hier natürlich meinem Betreuer und erstem Gutachter PD Dr. Ch. Anders; ohne Ihre Hilfe und akademischen Rat wäre diese Arbeit nie entstanden. Die Art und Weise, wie Sie mich bei der Arbeit betreut haben, war einfach klasse. Ihre Kompetenz und Präzision, aber auch Ihre nette und humorvolle Art haben mir auch in schwierigen Zeiten geholfen, konsequent am Ball zu bleiben und das Ziel nicht aus den Augen zu verlieren. Besonders dankbar bin ich ebenso dafür, dass Sie sich stets bei Fragen oder Problemen Zeit für mich genommen haben, was wirklich keine Selbstverständlichkeit ist. Alles in allem muss ich Ihnen hiermit ein riesiges Dankeschön aussprechen. Sie waren ein toller Betreuer und es hat mir Spaß gemacht, mit Ihnen zusammenzuarbeiten!

Ebenso möchte ich mich bei meinen Eltern bedanken, die mich durchgehend auf meinem Weg begleitet und unterstützt haben und mir in guten aber auch in schwierigen Zeiten beiseite standen und an mich geglaubt haben. Ich bin Euch unendlich dankbar dafür!

Abrunden möchte ich die Danksagung mit einem fetten Dankeschön an Joschua. Ich danke Dir für die Freundschaft, die wir über all die Jahre hinweg haben. Ich bin sehr froh, Dich als guten Freund zu haben! Deine aufmunternden Worte in schwierigen Zeiten und Dein offenes Ohr sind mir eine Menge wert. Vielen Dank mein Guter!

## 8.4 Ehrenwörtliche Erklärungen

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben:

PD Dr. med. habil. Christoph Anders

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Berlin, den

---

Unterschrift des Verfassers